

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií

Studijní program: **N2612 Elektrotechnika a informatika**

Studijní obor: **3906T001 Mechatronika**

Ultrazvukový měnič pro lékařskou terapii

Ultrasonic Transducer for Medical Treatment

Diplomová práce

Autor:

Bc. Iveta Sikorová

Vedoucí diplomové práce:

Prof. Ing. Jaroslav Nosek, CSc.

Konzultant:

RNDr. Petr Hána, Ph.D.

V Liberci 17. května 2013

Zadání diplomové práce

Příjmení a jméno studenta	Iveta Sikorová
Zkratka pracoviště	MTI
Datum zadání DP	10. 10. 2012
Plánované datum odevzdání	17. 5. 2013
Rozsah grafických prací	dle potřeby dokumentace
Rozsah průvodní zprávy	40-50 stran
Název DP (česky)	Ultrazvukový měnič pro lékařskou terapii
Název DP (anglicky)	Ultrasonic Transducer for Medical Treatment
Zásady pro vypracování DP :	
<ol style="list-style-type: none">1) Proved'te rešerši technického řešení ultrazvukových sond pro lékařské účely.2) Seznamte se s problematikou piezoelektrických rezonátorů (rezonanční kmitočet a jeho vyjádření, lineární elektrické náhradní schéma piezoelektrické krystalové jednotky, metody měření rezonančního kmitočtu.3) Seznamte se s vlastnostmi piezoelektrické keramiky, užívané pro piezoelektrické rezonátory.4) Prostudujte vlivy působící na rezonanční kmitočet, nelineární vlastnosti piezoelektrického rezonátoru.5) Experimentálně ověřte vlastnosti piezokeramického rezonátoru a rezonátoru zatíženého akustickou impedancí (zabudovaného v ultrazvukové sondě) v pásmu (1-3) MHz. Pozornost věnujte nelineárním vlastnostem jednotky, zvláště při vyšším buzení.6) Diskutujte výrobní problémy a vliv kompozitního uspořádání měniče na rezonanční kmitočet.	
Seznam odborné literatury:	
<p>[1] ZELENKA, J.: Piezoelectric Resonators and their Applications, Academia Prague, 1986. (Zelenka, J.: Piezoelektrické rezonátory a jejich použití, Academia 1984).</p> <p>[2] NOSEK, J.: A precise measurement of some nonlinear effects and its application to the evaluation of nonlinear elastic constants of quartz and GaPO₄. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 50, 4, (April 2003), pp.386-391, ISSN 0885-3010.</p> <p>[3] http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf</p> <p>[4] Piezoelectric, Dielectric and Electrostatic Devices and Associated Materials for Frequency Control, Selection and Detection. Návrh normy IEC, 2012.</p> <p>[5] ČSN EN 50324-2 (Piezoelectric properties of ceramic materials and components - Part 2: Methods of measurement - Low power).</p> <p>[6] ANSI/IEEE Std 176-1987 (IEEE Standard on Piezoelectricity)</p> <p>[7] ČSN, EN and 61157, Ultrazvuk – Požadavky na deklaraci akustického výstupu zdravotnických diagnostických ultrazvukových přístrojů. 1996.</p>	
Vedoucí DP	prof. Ing. Jaroslav Nosek, CSc.
Konzultant DP	RNDr. Petr Hána, Ph.D. TUL-KFY

Prohlášení

Byla jsem seznámena s tím, že na mou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užití mé diplomové práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li diplomovou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědoma povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tom případě má TUL právo ode mě požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Diplomovou práci jsem vypracovala samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím diplomové práce a konzultantem.

Datum: 17. května 2013

Podpis:

Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat vedoucímu práce prof. Ing. Jaroslavu Noskovi CSc. za jeho odborný dohled a poskytnuté materiály, které byly cenným přínosem do této diplomové práce. Dále panu Ing. Janu Linhartovi, který zastoupil konzultanta RNDr. Petra Hánu, Ph.D. v jeho nepřítomnosti a byl mi velkou oporou v praktické části diplomové práce.

Abstrakt

Hlavním tématem této diplomové práce je určit, zda piezoelektrické rezonátory dodané firmou CERAMTEC z materiálu SONOX P8, o velikosti disku 25 x 2 mm, jsou vhodné do terapeutické sondy, kde je firma Servotex používá. Součástí práce je také rešerše ultrazvukových sond pro lékařské účely, zaměřená na vyšetřovací a terapeutické sondy.

Práce se dále zabývá piezoelektrickými rezonátory a metodou měření rezonančního kmitočtu. V části s názvem Piezoelektrická keramika pro piezoelektrické rezonátory jsou podrobně zkoumány různé druhy piezoelektrických keramických výbrusů a jejich elektrický náhradní obvod. Následně jsou rozebírány vlivy působící na rezonanční kmitočet a nelineární vlastnosti piezoelektrických rezonátorů, jež jsou výrazné právě u piezoelektrické keramiky. V experimentální části jsou provedeny výsledky měření vlastností vybraných skupin A, B piezokeramických rezonátorů a rezonátorů zatížených konstrukcí sondy, a to při různých podmínkách akustického přizpůsobení.

V závěru jsou shrnuty experimentální výsledky a rozvedena diskuze o vhodnosti použití dodaných rezonátorů pro ultrazvukovou lékařskou terapii.

Klíčová slova

piezoelektrický rezonátor, piezoelektrická keramika, ultrazvuková sonda, ultrazvuk v lékařství

Abstract

The main theme of this diploma thesis is to determine, if piezoelectric resonators supplied by the company CERAMTEC, consisting of SONOX P8 material and with a disc size of 25 x 2 mm, are suitable for use in therapeutic probes as it is currently done by the company Servotex. Part of the thesis is the research into the use of ultrasonic probes for medical purposes, aimed specifically on diagnostic and therapeutic probes.

The thesis deals with piezoelectric resonators and the method of measuring the resonance frequency. The chapter named 'Piezoelectric ceramics for resonators' elaborates deals with various types of piezoelectric ceramic plates and determines the elements of the equivalent electric circuit of the resonator. The factors which have an influence on the resonant frequency and the nonlinear properties of the piezoelectric resonators are also analysed.

The results of measurements of selected groups A and B of piezoelectric ceramic resonators and resonators weighted under various constructions of the probe, i.e. under various conditions of acoustic application, are collated in the practical part of experiments.

The conclusion sums up the results of experiments and discusses the suitability of the measured resonators for medical ultrasonic therapy.

Key words

piezoelectric resonator, piezoelectric ceramics, ultrasound probe, ultrasound in medicine

Obsah

PROHLÁŠENÍ.....	3
PODĚKOVÁNÍ	4
ABSTRAKT	5
ABSTRACT.....	6
OBSAH.....	7
SEZNAM OBRÁZKŮ	9
SEZNAM TABULEK	11
ÚVOD	12
1. REŠERŠE ULTRAZVUKOVÝCH SOND PRO LÉKAŘSKÉ ÚČELY.....	14
1.1. ULTRAZVUK V LÉKAŘSTVÍ	14
1.2. CHARAKTERISTIKA PIEZOELEKTRICKÝCH MĚNIČŮ	15
1.3. ÚČINNOST PŘEVODNÍKU, ŠÍŘKA PÁSMO A KMITOČET.....	16
1.4. LÉČEBNÉ VYUŽITÍ ULTRAZVUKU	17
1.5. FREKVENCE ULTRAZVUKU POUŽÍVANÉ V LÉKAŘSTVÍ	20
1.6. SONDY JAKO BUDIČE ULTRAZVUKOVÉHO SIGNÁLU	24
2. PIEZOELEKTRICKÉ REZONÁTORY.....	28
2.1. PIEZOELEKTRIKA A JEJÍ DĚLENÍ	28
2.2. LÁTKY VYKAZUJÍCÍ PIEZOELEKTRICKÝ JEV	30
2.3. METODY MĚŘENÍ REZONANČNÍHO KMITOČTU	31
3. PIEZOELEKTRICKÁ KERAMIKA POUŽÍVANÁ PRO PIEZOELEKTRICKÉ REZONÁTORY	34
3.1. PIEZOELEKTRICKÝ KERAMICKÝ VÝBRUS	36
3.2. STANOVENÍ PRVKŮ ELEKTRICKÉHO NÁHRADNÍHO OBVODU PIEZOELEKTRICKÉHO REZONÁTORU	40
4. VLIVY PŮSOBÍCÍ NA REZONANČNÍ KMITOČET A NELINEÁRNÍ VLASTNOSTI PIEZOELEKTRICKÉHO REZONÁTORU.....	43
4.1. VLIVY PŮSOBÍCÍ NA REZONANČNÍ KMITOČET PIEZOELEKTRICKÉHO REZONÁTORU	43
4.2. ŠÍŘENÍ ULTRAZVUKOVÝCH VLN	43
5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – CHARAKTERISTICKÉ VLASTNOSTI PIEZOKERAMICKÝCH REZONÁTORŮ A REZONÁTORŮ ZATÍŽENÝCH AKUSTICKOU IMPEDANCÍ.....	46
5.1. POPIS MĚŘENÝCH VZORKŮ	46

5.2.	REZONANČNÍ A ANTIREZONANČNÍ FREKVENCE VYBRANÝCH MÓDŮ KMITŮ	46
5.3.	URČENÍ PARAMETRŮ ELEKTRICKÉHO NÁHRADNÍHO OBVODU PIEZOKERAMICKÉHO REZONÁTORU.....	52
5.4.	ZÁVISLOST FREKVENCE NA BUZENÍ	54
5.5.	VZDÁLENOST REZONANCE OD ANTIREZONANCE	55
5.6.	PIEZOELEKTRICKÉ KONSTANTY.....	56
5.7.	AKUSTICKÁ IMPEDANCE PROSTŘEDÍ	57
5.8.	MĚŘICÍ PŘÍSTROJE POUŽITÉ V EXPERIMENTÁLNÍ ČÁSTI.....	58
6.	SHRNUTÍ EXPERIMENTÁLNÍCH VÝSLEDKŮ A DISKUSE	59
	ZÁVĚR.....	61
	POUŽITÁ LITERATURA	62
	SEZNAM PŘÍLOH	65
A.	ROZDĚLENÍ ULTRAZVUKU V LÉKAŘSTVÍ	66
B.	NĚKTERÉ FREKVENCE POUŽÍVANÉ V LÉKAŘSTVÍ.....	68
C.	REZONÁTOR A7.....	69
D.	VYHOVUJÍCÍ SONTA PODLE f_y SERVOTEX	72
E.	PARAMETRY NÁHRADNÍHO OBVODU PRO 1. RADIÁLNÍ KMIT	73
F.	ZÁVISLOST FREKVENCE NA BUDÍCÍM NAPĚTÍ	74
G.	VZDÁLENOST MEZI ANTIREZONANCÍ A REZONANCÍ VYJÁDŘENÁ V k_t^2	75

Seznam obrázků

Obr. 1 Řez ultrazvukovou sondou	15
Obr. 2 Detail uspořádání aktivní části sondy	16
Obr. 3 Princip mechanické sektorové sondy[5]	24
Obr. 4 Princip elektronické sondy s pravoúhlým obrazem [5]	25
Obr. 5 Povrchové vyšetřovací sondy. Zleva sektorová, konvexní a lineární [1]	25
Obr. 6 Zobrazení obrazu. Zleva a) sektorová, b) konvexní a c) lineární	25
Obr. 7 Zobrazovací linie ultrazvukových sond	26
Obr. 8 Heckmannův diagram [7]	29
Obr. 9 a) Buňka perovskitu bez středu symetrie vytváří elektrický dipol, b) Buňka se středem symetrie	30
Obr. 10 Můstková metoda	31
Obr. 11 Rezonanční metoda	32
Obr. 12 PI-článek	32
Obr. 13 I-V metoda	33
Obr. 14 Zjednodušený model pro měření impedance I-V metodou	33
Obr. 15 Fázový diagram systému $\text{PbZrO}_3 - \text{PbTiO}_3$	34
Obr. 16 Základní druhy orientace piezoelektrických rezonátorů	36
Obr. 17 Podélné oscilace na tenké čtvercové desce[10]	37
Obr. 18 Radiální kmity na tenkém kruhovém disku[10]	37
Obr. 19 Tloušťkové kmity tenkého disku[10]	38
Obr. 20 Podélné kmity válce[10]	39
Obr. 21 Střižné kmity [10]	39
Obr. 22 Elektrický náhradní obvod piezoelektrického rezonátoru pro 1 a 3 harmonickou rezonanci	40
Obr. 23 Elektrický náhradní obvod piezoelektrického rezonátoru v rezonanci	41
Obr. 24 Rezonátor B25 – impedanční spektrum v rozmezí 50 Hz až 13 MHz – označené jsou tloušťkové kmity s jejich pořadím	47
Obr. 25 Rezonátor B25 – 1. radiální kmit – f_r = rezonance, f_a = antirezonance	47
Obr. 26 Rezonátor B25 – 3. radiální kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance	48
Obr. 27 Rezonátor B25 – 1. tloušťkový kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance	49

Obr. 28 Rezonátor B25 – fáze 1. tloušťkového kmitu - f_r = rezonance, f_a = antirezonance	49
Obr. 30 Sonda – impedanční spektrum.....	50
Obr. 29 Sonda – drátek představuje vyvedenou spodní elektrodu	50
Obr. 31 Sonda – 1. tloušťkový kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance.....	51
Obr. 32 Sonda – fáze 1. tloušťkového kmitu - f_r = rezonance, f_a = antirezonance	51
Obr. 33 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit rezonátoru A7.....	52
Obr. 34 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit rezonátoru B25.....	53
Obr. 35 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit sondy	53
Obr. 36 Poměrná změna frekvence na buzení u rezonátoru A7	54
Obr. 37 Poměrná změna frekvence na buzení u rezonátoru B25.....	54
Obr. 38 Poměrná změna frekvence na buzení u sondy	55
Obr. 39 Vzdálenost obou kmitočtů u samostatných rezonátorů	55
Obr. 40 Vzdálenost mezi antirezonancí a rezonancí u sondy	56

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Koeficient elektromechanické vazby.....	56
Tab. 2 Porovnání elastického modulu.....	57
Tab. 3 Akustická impedance.....	57
Tab. 4 Akustická impedance prostředí v lidském těle	58

ÚVOD

Téma vychází z nedokončené práce, kterou zadala firma Servotex přístrojová elektrotechnika, s.r.o v roce 2007 Technické univerzitě v Liberci. Z finančních důvodů firmy však nebylo toto testování dokončeno. Firma je dodavatelem ultrazvukových sond pro německou firmu gbo Medizintechnik AG do přístroje Sonostat 133 a 135. Tento přístroj je zdrojem ultrazvuku pro medicínskou techniku, generuje ultrazvukové signály o kmitočtu 1 – 3 MHz s maximálním výkonem až 15 W. K tomuto přístroji jsou dodávány sondy s atypickým řešením s plochou vyzařování $2,5\text{ cm}^2$ a 5 cm^2 .

Předmětem zkoumání této práce je sonda s plochou $2,5\text{ cm}^2$, kde se vyskytuje problém častého nesplnění požadavků německé firmy, spočívajících v definovaných kmitočtech a fázových posunech při různých akustických impedancích. Z toho důvodu se nemalý odpad těchto sond negativně projevuje na finančním profitu firmy Servotex. Jako rezonátor je použita PZT keramika SONOX P8 tvaru disku o rozměrech 25 mm x 2 mm, se stříbrnými elektrodami. Mezi nevyhovující parametry patří především umístění rezonančního kmitočtu tloušťkového kmitu, který se po nalepení rezonátoru do titanové hlavice posouvá. Jak již bylo řečeno, tato sonda má atypické řešení spočívající v nezatlumení druhé strany elektrody piezoelektrického rezonátoru, proto je velmi složité posuzovat chování rezonátoru teoreticky. Mezi další nevyhovující vlastnosti patří akustická impedance ve vodním prostředí a ve vzduchu.

Na začátku této práce je provedena rešerše technického řešení ultrazvukových sond pro lékařské účely, ve které jsou shrnuty nejzákladnější parametry lékařských sond a přiblížení jejich funkce. Druhá kapitola je zaměřena na piezoelektrické rezonátory, obsahuje základní poznatky o piezoelektrické látce a o látkách vykazujících piezoelektrický jev, obsahem jsou také metody měření rezonančního kmitočtu. Další kapitola se zabývá piezoelektrickou keramikou používanou v piezoelektrických rezonátorech, zde jsou rozvedeny různé druhy piezoelektrických výbrusů a způsob, jak stanovit parametry elektrického náhradního obvodu piezoelektrického rezonátoru. V pořadí čtvrtý bod zadání jsou vlivy působící na rezonanční kmitočet a nelineární vlastnosti piezoelektrických rezonátorů. V této kapitole je rozveden i výpočet akustické impedance prostředí. Předposlední kapitola je ryze experimentální. Jsou zde uvedeny výsledky měření rezonanční a antirezonanční frekvence vybraných módů kmitů rezonátorů a sondy a uvedena závislost rezonančního kmitočtu na buzení u rezonátoru i sondy na první harmonické tloušťkového kmitu. Dále jsou zde experimentálně

stanoveny parametry náhradního elektrického obvodu. Je zde rozvedena úvaha o výkonovém buzení vzorků. Výpočet piezoelektrických konstant na základě naměřených hodnot a porovnání významných frekvencí buzení nízké a vysoké úrovně jsou prezentovány na závěr kapitoly. Poslední kapitola shrnuje dosažené experimentální výsledky a diskutuje uvedené výrobní problémy firmy Servotex.

1. REŠERŠE ULTRAZVUKOVÝCH SOND PRO LÉKAŘSKÉ ÚČELY

1.1. Ultrazvuk v lékařství

Ultrazvuk je mechanické vlnění způsobené oscilací částic v prostředí, ve kterém se šíří. Ultrazvukové vlny mají kmitočet vyšší než 20 kHz, což je horní frekvenční mez slyšitelnosti lidského ucha. V lékařské praxi se nejčastěji využívají kmitočty v rozmezí 1 až 30 MHz v tzv. sonografii. Užití sonografie je limitováno fyzikálními parametry tkání, nejvíce hustotou, elasticitou, soudržností elementárních částic, a také teplotou. Každé prostředí tak klade šíření ultrazvuku různý odpor – akustickou impedanci.

Ultrazvukové kmity se pružným prostředím šíří pomocí vlnění, v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla formou vlnění podélného. Jen v kostech se ultrazvuk šíří formou vlnění příčného. Nejdůležitějšími parametry jsou rychlost šíření ultrazvuku daným prostředím (tzv. fázová rychlost), akustická impedance a útlum. V prostředí s větší hustotou se ultrazvuk šíří rychleji, avšak prostředí mu klade větší odpor a tím omezuje dosah šíření ultrazvukových vln. V plynech je rychlost šíření ultrazvukových vln malá. Z toho důvodu nelze například vyšetřovat tkáně, které velmi účinně tlumí přenos ultrazvukové energie (plíce, žaludek, střeva) nebo kde při jejím pronikání dochází k významnému odrazu (kosti). Množství akustické energie odražené na akustickém rozhraní, je funkcí rozdílu akustických impedancí tkání, tvořících toto rozhraní. K minimalizaci ztrát při přenosu ultrazvukové energie do vyšetřované oblasti je nutno mezi kůží pacienta a sondu aplikovat vhodné prostředí (speciální gely, oleje, tuky, voda), které navíc vyrovná případné nerovnosti (akustické přizpůsobení).

Diagnostická informace je získávána zachycením, zpracováním a zobrazením ultrazvukových signálů, odražených od tkáňových rozhraní. Důležitým parametrem zobrazení pomocí ultrazvuku je jeho kmitočet. Při vyšších kmitočtech je rozlišovací schopnost větší, klesá však průnik ultrazvuku tkáněmi, takže sondami s vyšším kmitočtem dosáhneme hloubky vniku jen několika centimetrů.

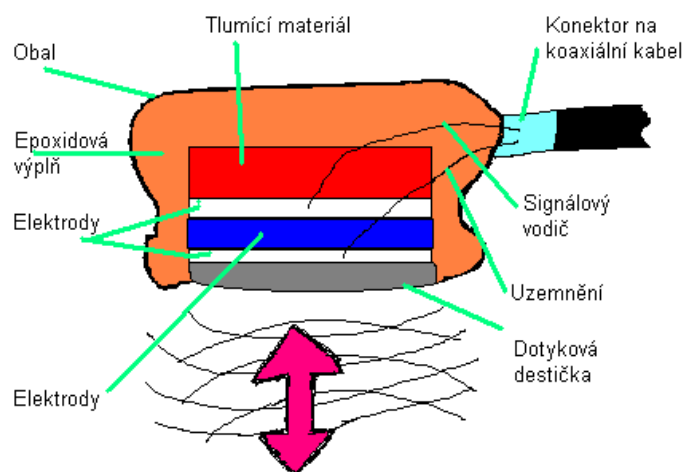
Každá sonda obsahuje jeden nebo více měničů, které vysílají ultrazvukové signály a v senzorickém režimu přijímají signály odražené. Měníčem je nejčastěji piezoelektrický krystal vhodného tvaru, orientace a složení, který mění elektrickou energii na mechanickou. Do sondy je obvykle zabudováno mnoho takových krystalů, které produkují ultrazvukové vlnění s různými kmitočty, udávanými v MHz. Vzhledem k tvaru rezonátoru, který je obvykle destička omezených rozměrů, existuje řada módů

kmitů a harmonických kmitočtů, jež tvoří frekvenční spektrum. Sonda 3,5 MHz nevysílá tedy jen akustické vlnění o frekvenci 3,5 MHz. Ve skutečnosti taková sonda vysílá v rozsahu frekvencí cca 2-6 MHz. Takovou sondu nazýváme piezoelektrickým měničem nebo převodníkem. [1] [2]

1.2. Charakteristika piezoelektrických měničů

Piezoelektrický měnič je velmi důležitou součástí ultrazvukového přístroje, obsahuje totiž piezoelektrický element, který přeměňuje elektrické signály na mechanické vibrace (ve vysílacím módu) a mechanických vibrací na elektrické signály (režim příjmu).

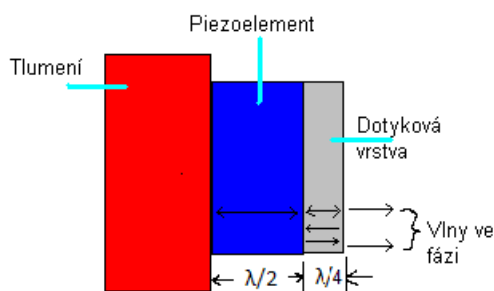
Mnoho faktorů, včetně materiálu, mechanické a elektrické konstrukce a vnějších mechanických a elektrických zatížení má vliv na chování převodníku. Mechanická konstrukce zahrnuje parametry, jako oblasti radiačního povrchu, mechanické tlumení, pouzdro, typ konektoru a další proměnné fyzikální parametry. Z tohoto důvodu je obtížné sestavit dva převodníky, které by měly zcela stejné charakteristiky.



Obr. 1 Řez ultrazvukovou sondou

Řez typickým kontaktním snímačem je uveden výše. Piezoelektrický element je broušen do poloviny požadované vlnové délky. Chceme-li získat co nejvíce energie z převodníku, musí být realizováno impedanční přizpůsobení, umístěné mezi aktivním prvkem a čelem snímače. Optimální impedanční přizpůsobení je dosaženo tím, že

dimenzuje odpovídající vrstvu tak, aby její tloušťka byla $\frac{1}{4}$ požadované vlnové délky. Toto udržuje vlny, které se promítly do odpovídající vrstvy ve fázi, kdy opouští vrstvu.



Obr. 2 Detail uspořádání aktivní části sondy

Pro kontaktní snímače je odpovídající vrstva vyrobena z materiálu, který má akustickou impedanci mezi aktivním prvkem a kovem. Snímače mají mimo vrstvu akustické impedance vložené mezi aktivní prvek a rozhraní i vrstvu proti opotřebení desky a aktivní vrstvu proti poškrábání.

Materiál o velké hustotě (ocelový blok) umístěný na opačné straně piezoelektrického krystalu, má vliv na tlumení charakteristiky převodníku. Jeho akustická impedance je hodnotou obdobná, jako má aktivní prvek, a proto bude příčinou nejúčinnější tlumení. Takový převodník bude mít větší šířku pásma a větší citlivost. [3]

1.3. Účinnost převodníku, šířka pásma a kmitočty

Některé snímače jsou speciálně vyrobené tak, aby byla efektivnější buď funkce vysílače nebo přijímače. Obecně lze konstatovat, že převodník, který dobře vyhovuje jedné aplikaci, nemusí mít vždy očekávané výsledky v jiné aplikaci. Např. citlivost na malé vady je úměrná součinu účinnosti převodníku ve funkci vysílače a přijímače. Schopnost lokalizovat vady v blízkosti povrchu materiálu vyžaduje velmi tlumené snímače.

Je také důležité pochopit šířku pásma, nebo rozsah kmitočtů, spojených s převodníkem. Kmitočty uvedené na převodníku je centrální, nebo-li střední kmitočet a závisí především na struktuře převodníku. Vysoce tlumené převodníky budou jinak reagovat na frekvenci nad a pod centrálním kmitočtem. Široký frekvenční rozsah poskytuje měnič s vysokou rozlišovací schopností. Méně tlumené převodníky budou

naopak vykazovat užší frekvenční rozsah a horší rozlišovací schopnost, ale větší penetraci. Centrální kmitočet bude také ovlivňovat možnosti převodníku. Nižší kmitočty (0,5 MHz – 2,25 MHz) poskytují více energie a také větší průnik do materiálu, zatímco vysoké kmitočty krystalů (15 MHz – 25 MHz) poskytují sice sníženou penetraci, ale větší citlivost na malé vady. Vysokofrekvenční měniče mohou zlepšit rozlišení a umožní i měření tloušťky vrstvy, do které ultrazvukový signál proniká. Širokopásmové měniče s frekvencí až 150 MHz jsou již v dnešní době dostupné. Podstatným přínosem pro zvýšení rozlišovací schopnosti je ovšem použití feroelektrických materiálů s extrémně vysokým koeficientem elektromechanické vazby (relaxory).

Převodníky jsou konstruovány tak, aby vydržely i velmi časté používání, ale mělo by se s nimi zacházet opatrně. Při pádu může dojít k prasknutí opotřeбенé desky, piezoelektrického prvku nebo podkladového materiálu. Na poškození snímače lze soudit při snímání obrazu z rozšíření původního impulsu.

1.4. Léčebné využití ultrazvuku

Absorpční koeficient, polohloubka a hloubka průniku

Aby měla ultrazvuková léčba efekt, musí dojít k částečné absorpci energie. Pro každou tkáň je jiný absorpční koeficient, který udává míru absorbované energie, zvětšuje se s rostoucím obsahem bílkovin a klesajícím obsahem vody ve tkáních. Pro ultrazvuk s frekvencí 3 MHz je tedy absorpční koeficient větší než pro ultrazvuk s frekvencí 1 MHz, z toho je patrné, že ultrazvukové vlnění s frekvencí 1 MHz proniká asi 3x hlouběji než vlnění s frekvencí 3 MHz, ale jeho účinek v povrchových tkáních je menší.

Polohloubka je parametr, který udává vzdálenost ve směru ultrazvukového paprsku, kde v homogenní tkáni intenzita poklesne na 50 % intenzity původní.

Hloubka průniku je maximální hloubka, kde je ještě možno získat terapeutický účinek.

Forma ultrazvuku

Formu ultrazvuku (UZ), tolik důležitou k potlačení termického účinku ultrazvuku, můžeme rozdělit:

- **kontinuální UZ** – (délka impulsu = délce periody), dominuje tvorba tepla hluboko ve tkáních. Při akutním zánětu (otok, zarudnutí, lokálně zvýšená teplota, bolest, porucha funkce) je tato forma kontraindikována.
- **pulzní UZ** – zmenšení poměru impuls : perioda, tím se dosáhne potlačení termického účinku. [2]

Biologické účinky

a) Tepelné

Tepelné účinky ultrazvuku jsou závislé na frekvence, neboť energie ultrazvukové vlny je přímo úměrná kvadrátu její frekvence. Zvýšení kinetické energie molekul prostředí se projeví zvýšenou teplotou. Tímto mechanismem ztrácí UZ vlna asi 30 % své energie. Značná absorpce nastává na rozhraních s různou akustickou impedancí. Proto se při předávkování objevuje na rozhraní kost-měkká tkáň tzv. periostální bolest. Navíc v dráze UZ paprsku dojde k rozkmitání všech atomů, molekul, částic a dokonce i celých buněk. Tím dochází k tzv. *mikromasáži*. [2]

Fyziologické účinky mikromasáže a lokálního tepla:

- zlepšení lokální cirkulace a tím i metabolismu, zvyšuje se vazodilatace
- zvýšení permeability kapilár, a tím urychlené vstřebávání extravazální tekutiny
- pokles aktivity sympatiku vede přes zlepšené prokrvení ke svalové relaxaci
- ústup bolestí z lokální ischémie
- disperzní účinek (hematomy i otoky přecházejí díky přeměně fibrinogenu na fibrin v gel, ultrazvuk tento gel rozpouští a tím urychluje resorpci)
- zlepšení regenerace tkání.

V hlouběji uložených tkáních probíhá samotná absorpce ultrazvuku. Tyto tkáně jsou necitlivé na lokální vzestup teploty, protože neobsahují termoreceptory, není tedy možné teplotu subjektivně vnímat. Teprve lokální teplota nad 43,5 °C podráždí nociceptory a je vnímána jako bolest.

b) Mechanické

Průchod UZ vlny prostředím způsobuje také lokální tlakové změny, které mohou dosahovat řádově až MPa/mm². Mimoto zhušťování a zředování prostředí má za

následek tzv. kavitaci, tj. vznik dutinek, které však rychle zanikají. Z mechanického hlediska však naléhají na buněčné struktury a mohou je tím i poškodit.

c) Fyzikálně – chemické

Obecně lze říci, že intenzity do $1,5 \text{ W.cm}^{-2}$ mají účinek spíše biopozitivní (urychlení fyzikálně – chemických reakcí). Při vyšších intenzitách se tyto účinky zvyšují a v plazmě se objevují vakuoly a tukové kapičky, avšak je to děj reverzibilní. Až při intenzitách nad 3 W.cm^{-2} mají za následek ireverzibilní morfologické změny (rozbití buněčného jádra, koagulace bílkovin apod.) [2]

Vysokofrekvenční ultrazvuk

V roce 1995 se kromě terapeutického používání ultrazvuku netradičně objevuje snaha využít ultrazvuku pro řízené uvolňování léčiv z implantovaných nosičů. Objevují se i pokusy zesílit trombolytický účinek některých léčiv (např. streptokinázy) při časté léčbě infarktu myokardu rozpuštěním krevní sraženiny. Pokusy tehdy prováděné in vitro se jevily jako velmi nadějně a tehdy se i diskutovalo o tom, zda je účinek tepelný či jiný. Bohužel novější informace než je článek z roku 1995 mi nejsou známy.

Pokud odhlédneme od poněkud staršího článku, tak tehdy hrál svou úlohu i intenzivní fokusovaný vysokofrekvenční ultrazvuk (kolem 1 MHz). Jeho několikasekundové „dávky“ (v ohnisku více než $10\,000 \text{ W.cm}^{-2}$) jsou schopné velmi rychle zničit tkáň kombinovaným tepelným a kavitačním účinkem. Tento efekt je sice znám již několik desetiletí, avšak jeho úspěšné terapeutické aplikaci dosud bránila nejistota, zda ohnisko je v nitru organismu skutečně lokalizováno ve tkáni, která má být zničena. Vyvinuly se proto hned dvě metody, které poskytovaly dostatečné záruky. Jedna z nich říká, že součástí terapeutického svazku ultrazvuku může být přímo sonda ultrazvukového diagnostického přístroje. Tak je totiž k odstranění použito téhož fyzikálního činitele. Zobrazující i terapeutický svazek ultrazvuku je proto shodným způsobem deformován. Je možné použít přirovnání, jakoby podle křivé mušky (na zbrani) letěla i vystřelená kulka. Druhou pomocnou rukou je vodíková NMR-tomografie. Jedna z modifikací této zobrazovací metody totiž umožňuje zviditelnit teplotní rozdíly v ploše vyšetřovaného řezu organismem. Aplikační část terapeutického ultrazvukového přístroje může být umístěna do NMR-tomografu přímo s pacientem. Na monitoru NMR-tomografu se objeví tepelná stopa ohniska ultrazvuku a její poloha se

ztotožní s polohou např. nádoru a ultrazvuk se spustí naplno. Tato trochu fantasticky vypadající vize je možná již klinicky zkoušenou nebo používanou realitou. [4]

Nízkofrekvenční ultrazvuk

Nízkofrekvenční ultrazvuk má obvykle kmitočet v rozmezí 20 až 30 kHz. V těchto frekvencích je podstatně snížena intenzita ultrazvuku, potřebná k vyvolání destruktivních kavitačních jevů. Uplatňuje se však vzájemné ovlivňování jevů kavitačních i tepelných. Zvýšená teplota prostředí vytváří podmínky pro snadnější vznik a rozkmitání kavitačních bublin. Na straně druhé je v prostoru s intenzivní kavitací ultrazvuk více pohlcován a to vede i k dalšímu nárůstu teploty.

Ultrazvuková kavitace může mít dvě formy:

- radiální kmitavý pohyb volných bublin v kapalném prostředí
- kmitání bublin zachycených na pevném povrchu

Bublina zachycena na pevném povrchu nekmitá kulově symetricky, ale během komprese se prolamuje a hroutí směrem k pevnému povrchu za vzniku mikroskopického paprsku kapaliny, dosahujícího rychlosti až 200 m/s, který působí v místě dopadu takovou silou, že mu neodolají ani titanové slitiny. Tato druhá forma ultrazvuku hraje významnou roli v odstraňování zubního kamene a v litotripsii.

V příloze A je znázorněno schematické naznačení rozdělení ultrazvuku v lékařství. V rámečcích jsou uvedeny reprezentativní metody nebo přímo používané přístroje. Text psaný kurzivou označuje oblast, kde se ještě metoda nestala běžně používanou, nebo je ve fázi experimentů na zvířatech nebo ojediněle na pacientech. [4]

1.5. Frekvence ultrazvuku používané v lékařství

Jiným dělením ultrazvukového signálu je diskutabilní dělení na ultrazvuk pasivní a aktivní. Nejdříve bude rozebrán ultrazvuk pasivní, konkrétněji větev diagnostických metod. Diagnostické metody lze rozdělit na průchodové a odrazové.

Průchodová metoda slouží k měření hodnoty ultrazvukové energie, která projde předmětem. Jsou potřeba dvě sondy (jedna sonda jako vysílač, druhá jako přijímač) umístěné naproti sobě na protilehlých plochách vyšetřovaného tělesa. Používá se frekvence ultrazvuku nízká, obvykle do 1-2 MHz s intenzitou 100 mW/cm². Výsledkem je 2D průchodové zobrazení, které nemá vliv na živé tkáně. Používá se na interně,

urologii, rentgenologii, porodnické gynekologii, očním lékařství, ortopedii, chirurgii a dalších odvětvích lékařské diagnostiky.

Odrazové metody dělíme na tzv. Dopplerovské metody a echografii. Dopplerovské metody jsou dvojí, a to kontinuální a impulzní. U kontinuálních metod je hlavním aspektem velká a hluboká tvorba tepla ve tkáních, která je kontraindikována u zánětlivých procesů a všude tam, kde je lokální oteplení nežádoucí. Používá se frekvence kolem 2 MHz s intenzitou 100mW/cm^2 . Pro kontinuální dopplerovské vyšetření se používá přístroj CFM, který pracuje na frekvencích v rozmezích 7,5 – 10 MHz (lépe však 5 – 12 MHz). Tento přístroj umožňuje rozlišit minimálně 2 mm žílu a zachytit i pomalé toky krve o rychlosti kolem 6 cm/s. Dodává se s lineární multifrekvenční sondou s rozsahem zahrnujícím pásmo, které dovoluje vyšetření od bezprostředně podkožní oblasti do hloubky 5-7 cm. Mezi další zařízení využívající kontinuální dopplerovské metody patří fetální detektory a krevní průtokoměry. Fetální detektory jsou určeny pro detekci činnosti srdce plodu. Používají se frekvence 2 MHz (od 9. týdne) nebo potom 4 – 8 MHz, které např. generují přístroje Sonotrax Lite, Basic, Pro a Vascular pro rutinní vyšetření gravidních žen nebo rutinní vyšetření vaskulárního systému. Krevní průtokoměry nebo také nazývané Dopplerovské ultrazvukové průtokoměry umožňují měření krevního tlaku (a průtoku) na tepnách. Také dokážou posoudit proudění krve v srdci při tzv. dopplerovské echokardiografii. Krevní průtokoměry dělíme na DC a AC indukční průtokoměry. DC indukční průtokoměry mají napětíovou úroveň užitečného signálu mnohem nižší než EKG vlny, ale také malý odstup signál šum, tzv. růžový šum – $1/f$, jehož výkonová spektrální hustota roste s klesající frekvencí. AC indukční průtokoměry využívají střídavé harmonické magnetické pole, které umožňuje pomocí horní propusti oddělit rušivá stejnosměrná napětí a použít střídavé zesilovače, v nichž se neprojevuje rušivý samovolný posuv nuly tzv. drift. Krevní průtokoměry obecně pracují s frekvencemi 2-10 MHz.

Impulzní dopplerovské metody jsou dnes nejrozšířenější metodou. Fungují tak, že se měří doba průchodu a akustický tlak odraženého zvukového impulzu. Výhodou je, že stačí jen jedna sonda (vysílač a přijímač v jednom). Čas od vyslání do zachycení impulzu je přímo úměrný vzdálenosti sondy k ploše odrážející impulz – přístroj tedy měří dobu průchodu impulzu. Obvykle pracují na frekvencích v rozmezí 1-15 MHz. Přístroj, který se používá na pulzní dopplerovské vyšetření je např. PWD, který pracuje na frekvencích 7,5 – 10 MHz, tedy stejných jako jeho kontinuální verze CFM.

Jak již bylo řečeno druhou větví odrazových metod je echografie. Je to diagnostická metoda pracující s odrazem ultrazvukových vln od látek s různými akustickými vlastnostmi. Uplatnění našla např. v echokardiografii, která je založena na snímání zpětně odražených ultrazvukových vln. Echokardiografické přístroje dokážou zobrazit srdce z různých stran, díky nimž lze dostat docela přesnou představu o pohybech srdce a funkci chlopní. Echokardiografie používá frekvenční pásmo od 1-7,5 MHz s intenzitou 10-100 mW/cm².

Se zvyšující se frekvencí stoupá rozlišovací schopnost, ale klesá penetrace (zvyšuje se útlum ultrazvukových vln). Pro vyšetření tkání v hloubce organismu jsou nejčastěji použity sondy o nižších kmitočtech (2-6 MHz), obvykle sektorové či konvexní. Vyšetření povrchových orgánů se provádí sondami s lineárním uspořádáním o vyšších kmitočtech (7,7-14 MHz). Speciální sondy o velmi vysokých kmitočtech (až do 40 MHz) se používají při oční a angiologické diagnostice.

Formou pasivního ultrazvuku je, jak již bylo řečeno, akustická analýza prostředí. Ta se provádí při vysokých frekvencích několik desítek MHz. Jednou z používaných metod je akustická mikroskopie, která využívá ultrazvuk o frekvencích až 1,55 GHz. Jde sice víceméně o experimentální zobrazení, ale můžeme se s ní setkat v některých biomedicínsky orientovaných laboratořích.

Ultrazvuk se používá nejen k zobrazování, ale je používán i jako nástroj. Nízkofrekvenční ultrazvuk se používá ve stomatologii (frekvence 24-42 kHz). Při osteosyntéze tj. při operačním spojení úlomků kostí (holenní, vřetenní) se používá frekvence 20-50 kHz s výkonem generátoru 120-250 W. Ultrazvuková dezintegrace ledvinových kamenů se provádí ve spojení s ESWL (drcení rázovou vlnou) při frekvenci 23-28 kHz. Ultrazvuk je vedle mikrovlenného záření další způsob, jak přehřát nádor, který se následně poškodí – *hypertemie*. Používá se frekvence ultrazvukových vln o 1 MHz. V kardiovaskulární chirurgii se nízkofrekvenční ultrazvuk (20-30 kHz) užívá k odstraňování aterosklerotických plátů. V gynekologii najde ultrazvuk o kmitočtu 23 kHz využití k zákroku na vaječnících. Harmonický skalpel, který pracuje na principu podélného ultrazvukového kmitání, pracuje s frekvencí 55 MHz. Další oblastí, kde se ultrazvuk využívá ve formě nástroje, je fyzikální terapie, jejíž jeden druh je velmi rozšířen tzv. *ultrasonoterapie*. Ta využívá akustickou energii ultrazvuku o léčebném kmitočtu 0,7-3,3 MHz.

Nízkofrekvenční ultrazvuk lze rozdělit podle kontaktu s objektem na přímý a nepřímý. Přímý kontakt s objektem se uplatňuje například v chirurgických aplikacích.

Základní nástroje jsou aspirátory (přístroj Cusa Excel 23-36 kHz; Sonoca ultrazvukový aspirátor/disektor 20-80 kHz), fakoelmulgátory (přístroje pro odstranění čočky se zákalem) a cévní sondy. K detekci hluboko umístěných cév je nutné použít frekvenci 4 MHz, u edemonózních končetin a hlubokých cév frekvenci 5 MHz. K detekci periferních cév a kalcifikovaných artérií frekvenci 8 MHz. A u povrchových cév při speciálních aplikacích ultrazvuk o frekvenci 10 MHz. Dalším oborem, kde se využívá nízkofrekvenční ultrazvuk v přímém kontaktu s objektem, je stomatologie. Ultrazvukové nástroje pro odstraňování zubního kamene a plaku nazývané „descalery“ pracují s frekvencí 50-60 kHz. S obdobnou frekvencí se setkáme i u „cpátek“, to jsou nástroje na nanášení a zhutňování hmot při konzervativní léčbě zubního kazu.

U nepřímého kontaktu s objektem se používá nízkofrekvenční ultrazvuk např. u dezintegrátorů (30 kHz) jsou to ultrazvukové homogenizátory (dezintegrátory) generující ultrazvukové pole o vysoké intenzitě a amplitudě, které je přenášeno pomocí sond do kapaliny. Dalším zástupcem mohou být ultrazvukové rozprašovače kapalin, které využívají frekvenci 20-100 kHz. Využívají efektu rozkmitání hladiny kapaliny ultrazvukovou vlnou. Při dostatečně rychlých kmitech s dostatečně velkou amplitudou dojde k odtrhávání malých kapek od hladiny za vzniku jemné „mlhy“ o teplotě okolního prostředí. Na podobném principu pracují i čističky, které vytváří buď větší bublinky s větším průměrem a silnější tlakové vlny (20 kHz), které najdou své uplatnění v čištění silně znečištěných předmětů, a nebo vytváří větší počet menších bublinek (35 kHz), které se používají k intenzivnějšímu, ale jemnějšímu čištění.

Samostatnou kapitolu tvoří vysokofrekvenční ultrazvuk, využívá se k destruktivním i nedestruktivním aplikacím a patří sem i fokusovaný a nefokusovaný ultrazvuk. Do destruktivních aplikací ultrazvuku patří zejména harmonický skalpel (55 MHz). Je to nástroj hojně využívaný při chirurgických výkonech k souběžnému řezání a koagulaci tkání. Výhodou je přesný a ostře ohraničený řez a současné zastavování krvácení. K nedestruktivní aplikaci patří klasická fyzioterapie – ultrasonoterapie, je to obor zaměřený na diagnostiku a terapii funkčních poruch pohybového systému. Využívá se frekvence 1-3 MHz. Principem je mechanické vlnění a tvorba tepla hluboko v tkáních. Pomáhá odstraňovat bolest, uvolňovat napětí, zlepšovat prokrvení a proces hojení a vstřebávání poúrazových otoků. Fokusovaného ultrazvuku navigovaného magnetickou rezonancí se využívá k účinnému a neinvazivnímu chirurgickému zákroku. Pomocí magnetické rezonance se zaměří cílová tkáň a ultrazvukem dochází k její termální ablacii. Ultrazvuk je fokusován do malého bodu přesně na cílovou tkáň. Metoda využívá

vysokoenergetických ultrazvukových vln, které působí nevratné termické poškození tkáně. Tyto vlny jsou fokusované. Frekvence provedení 1-3 MHz o intenzitě v ohnisku více než $10\,000\text{ W/cm}^2$. Na toto se využívá např. přístroj Exablate 2000. Naopak nefokusovaný ultrazvuk se využívá v hypertemii, tj. stav, kdy dochází k nefyziologickému zvýšení teploty organismu vyvolané poruchami termoregulace. Léčba probíhá pomocí termoradioterapie, kdy se využívá opačných účinků hypertemie a radiační léčby – zvýšení teploty je vyvoláno záměrně s cílem léčby nádorů (termální destrukce tkání – termoablace). Ultrazvuk využívá frekvenci cca 10 MHz do max. hloubky 1 cm, a frekvenci 0,5 MHz do hloubky až 10 cm. [4] [21-34]

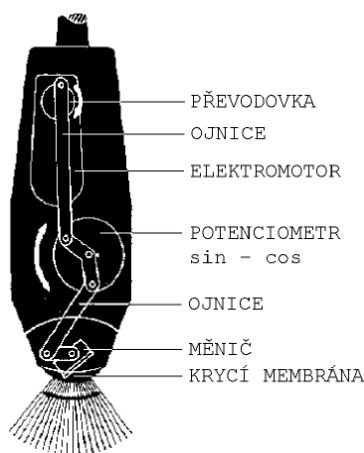
1.6. Sondy jako budiče ultrazvukového signálu

Lékařské vyšetřovací sondy prodělaly složitý vývoj. V dnešní době se používají mnohaměničové sondy s analogově-digitálními převodníky, které nahradily zastaralé jednoměničové sondy.

Podle konstrukce jsou sondy děleny na:

- mechanické
- elektronické.

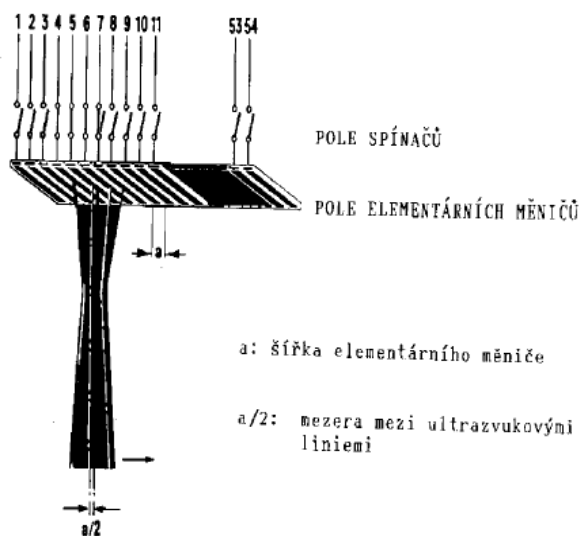
Mechanické sondy – vytváří pohyb linie v ultrazvuku v zobrazované rovině mechanicky. Pomocí elektromotoru a elektronickým řízením rychlosti otáčení je přes systém mechanické převodovky uváděn do pohybu piezoelektrický měnič. Princip mechanické sektorové sondy je znázorněn na obr.3.



Obr. 3 Princip mechanické sektorové sondy[5]

Elektronické sondy – jsou tvořeny řadou měničů a pro generování a příjem každé linie používají jiný měnič. Měniče jsou připojovány na výstup vysílače a vstup přijímače

elektronickými přepínači. Princip elektronické sondy s pravoúhlým obrazem je na obr.4.

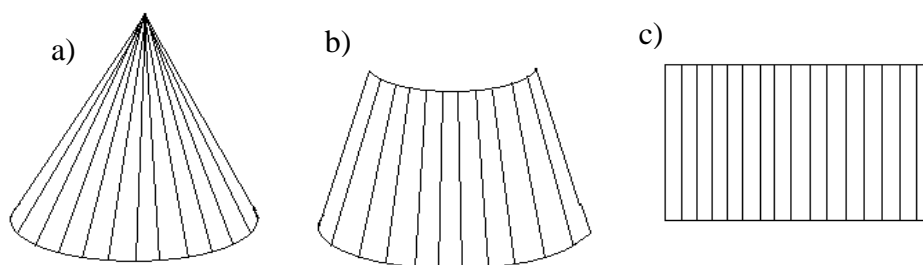


Obr. 4 Princip elektronické sondy s pravoúhlým obrazem [5]

Podle geometrického tvaru obrazu rozlišujeme sondy **sektorové**, **konvexní** a **lineární**.



Obr. 5 Povrchové vyšetřovací sondy. Zleva sektorová, konvexní a lineární [1]

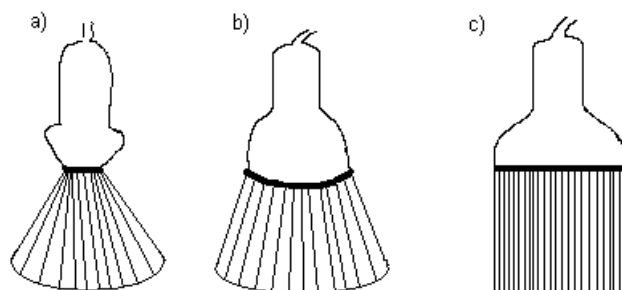


Obr. 6 Zobrazení obrazu. Zleva a) sektorová, b) konvexní a c) lineární

Sektorový způsob zobrazení – je možné sejmutí celého akustického řezu vyšetřované oblasti z poměrně malé vstupní plochy (tzv. akustického okna). Použití hlavně při transtorakálním vyšetřování srdce nebo při vyšetřování jaterní krajiny z mezižebních prostorů. V poslední době jsou tyto sondy, u nichž je ultrazvukový svazek vychylován elektronicky na principu „*phased array*“, velmi rozšířené (obr.6a). Měníče jsou uspořádány do krátké lineární řady a jsou buzeny současně, ale s různou fází. [5]

Pravouhlé zobrazení - poskytují lineární sondy (obr.6c). Ty jsou tvořeny systémem velkého počtu měničů uspořádaných do souvislé řady tzv. „*linear array*“. Lineární sondy vyšších kmitočtů se používají především pro vyšetřování povrchových orgánů a v kombinaci s dopplerovskými moduly pro vyšetřování cév.

Kombinace obou předcházejících spojují tzv. **Konvexní sondy** (obr.6b). Uspořádání mají podobné jako lineární sondy, ale konvexní tvar sondy poskytuje sektorový způsob zobrazení. Existují ještě i jiné modifikace uspořádání měničů. Jednou z nich může být uspořádání měničů v podobě mezikruží tzv. „*annular array*“. Nejčastěji jsou měniče uspořádány do konvexně vyklenuté řady.



Obr. 7 Zobrazovací linie ultrazvukových sond

Maticové sondy (*matrix transducers*) – poskytují nejdokonalejší obraz, posuzujeme-li ostrost a kontrast. Jejich základem je soustředná konfigurace velkého počtu miniaturizovaných piezoelektrických elementů, vysílajících širokopásmový signál. Vysílací elementy jsou umístěny v centru, přijímací na celé ploše matice. Přijímacích měničů je nejméně 2x více než vysílacích. I přes velmi dobrou kvalitu obrazu nevyhne se tato sonda nevýhodám, které v tomto případě jsou nepřehlédnutelné: vysoká cena a velký počet přívodních kabelů, a s tím spojená větší poruchovost.

V léčbě pomocí ultrazvuku se nejčastěji používá ultrazvuk s frekvencí 0,8 – 3 MHz (pro hluboko uložené tkáně volíme 1MHz a pro povrchové 3MHz) a intenzitou 0,5 – 3 W.cm⁻² při době expozice asi 10 minut. K ozvučení se používá zařízení, které se skládá ze zdroje vysokofrekvenčního napětí a ozařovací hlavice, ve které je uložen piezoelektrický měnič. Hlavice, uzavřená kovovou membránou, se přikládá na ozvučovaná místa potřená parafínovým olejem, aby mezi hlavicí a kůží nebyla vrstva vzduchu (již při 10⁻⁹ m silné vzduchové vrstvě se odráží 99 % ultrazvukových vln následkem velkého rozdílu mezi rychlostí vedení ve vzduchu a v pokožce). [5]

Ultrazvukový paprsek se podle svých vlastností a podle vzdálenosti od hlavice dělí na:

- **blízké ultrazvukové pole** – zde je nízká divergence paprsku a výrazná intenzita. Terapeutické efekty se odehrávají právě v tomto poli.
- **vzdálené ultrazvukové pole** – vysoká divergence a nízká intenzita.

2. PIEZOELEKTRICKÉ REZONÁTORY

2.1. Piezoelektrina a její dělení

Piezoelektrina společně s pyroelektrinou, feroelektrinou a elektrostrikcí patří mezi jevy, ovlivňované elektrickým polem. Zřejmě nejvýznamnějším jevem je **přímý a nepřímý piezoelektrický jev**, jenž umožňuje sestavit prvky (součástky) s aktuální i senzorickou funkcí, nebo prvky rezonanční. Přímým piezoelektrickým jevem označujeme schopnost deformace piezoelektrického tělesa vlivem působícího elektrického pole. Nepřímý, neboli obrácený piezoelektrický jev vykazuje elektrickou polarizaci piezoelektrického tělesa v důsledku působícího mechanického impaktu.

Přivedeme-li na vhodně umístěné elektrody piezoelektrického tělesa harmonické elektrické napětí, piezoelektrické těleso se jakožto útvar s mnoha stupni volnosti může mechanicky rozkmitat. Amplituda kmitů bude největší, bude-li kmitočet elektrického napětí rovný kmitočtu mechanickému. Mluvíme o piezoelektrickém rezonátoru.

Piezoelektrickými látkami mohou být necentrosymetrické krystaly (křemen a jeho homeotypy), polykrystalické polarizované látky (piezoelektrická keramika) a polarizované polymery. Některé prameny mezi takové látky řadí i vybrané organické látky (kosti).

Pyroelektrický jev byl prvně pozorován na krystalech turmalínu. Opět jev vzniká dvojím způsobem – působením teploty vzniká elektrická polarizace pyroelektrického krystalu, a naopak – působením elektrického pole mění se teplota pyroelektrického krystalu (jev elektrokalorický). Elektrokalorický jev se tedy projevuje změnou entropie látky při jejím vložení do elektrického pole. Všechny látky pyroelektrické jsou současně také piezoelektrické.

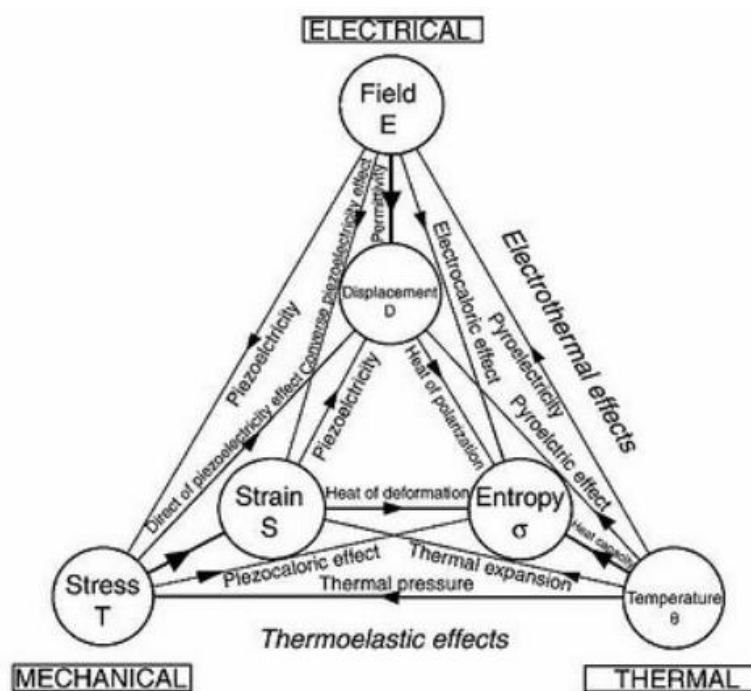
Feroelektrina je vlastnost látek, které vykazují existenci spontánní elektrické polarizace látky, kterou lze vnějším elektrickým polem přeorientovat mezi několika rovnocennými směry. Zjednodušeně lze tyto látky charakterizovat jako látky pyroelektrické s přeorientovatelnou spontánní polarizací. Všechny látky feroelektrické jsou současně piezoelektrické a pyroelektrické.

Elektrostriční jev spočívá v generování mechanické deformace jako odezvy na působící elektrické pole. Jev není, na rozdíl od piezoelektrického jevu, reciprokový. Tento jev se vyskytuje u všech látek, ale jen v některých látkách má nějakou měřitelnou velikost.

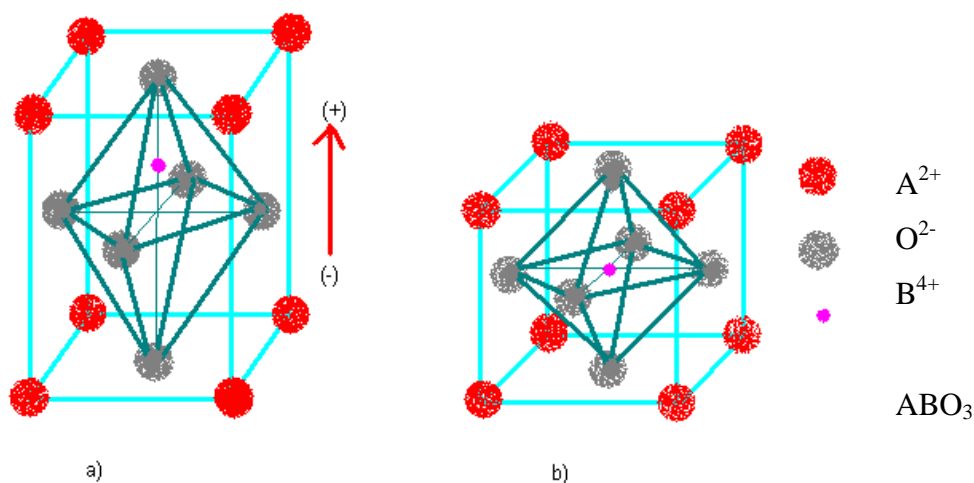
Rodina jevů ve vázaných polích mezi mechanickými, elektrickými a tepelnými poli je tradičně zobrazována v tzv. Heckmannově diagramu (Obr. 8).

Objev piezoelektriny se datuje od roku 1880, kdy ji objevili bratři Pierr a Jacques Curieovi na krystalech turmalínu následně pak také na krystalech křemene. Piezoelektrický jev (z řeckého slova *piedzó* = tlačit) pozorovali na středově nesymetrických krystalech (Obr. 9). Nejdříve byl objeven jev přímý, bylo zjištěno, že elektrický náboj získaný mechanickým napětím je přímo úměrný tomuto napětí. Dielektrická polarizace některých látek je tedy vázána na jejich elastickou deformaci – tlak, tah, ohyb nebo krut.

Jak již bylo řečeno, vzniklý elektrický náboj je přímo úměrný působící síle, konstantou úměrnosti je tzv. piezoelektrická konstanta. Napětí se odebírá z elektrod vhodně umístěných na vybraných plochách krystalu. [6]



Obr. 8 Heckmannův diagram [7]



Obr. 9 a) Buňka perovskitu bez středu symetrie vytváří elektrický dipol, b) Buňka se středem symetrie

2.2. Látky vykazující piezoelektrický jev

V elektronice jsou průmyslově využívány látky krystalické, především syntetický nebo přírodní křemen, jenž je v současnosti strategickou surovinou. Historicky jsou dále nejznámější vlnan sodnodraselný (Seignettova sůl), či fosforečnan amonný a turmalín (hlinitoborokřemičitan železa). V technice jsou pak používány keramické materiály na bázi tuhých roztoků oxidů olova (Pb), zirkonu (Zr) a titanu (Ti) – tzv. PZT keramika.

Výše uvedené látky se používají přibližně od poloviny 20. století. Jejich použití je velmi široké v oblasti senzorů (např. snímače sil, zrychlení, vibrací), v oblasti aktuátorů a v oblasti piezoelektrických rezonátorů (rezonátory v radioelektronice, piezoelektrické transformátory, frekvenční filtry a zpožďovací linky, chemo- a biosenzory), dále jako elektroakustické měniče (sluchátka, reproduktory, mikrofony).

S postupujícím časem se technologie piezoelektrik zdokonaluje a kromě elektrotechniky zasahuje také oblasti jako jsou např. optika (jemné posuny, skenovací mikroskopie), automobilová a spotřební elektrotechnika (zapalování zážehových spalovacích motorů, palivové vstřikovací jednotky spalovacích motorů, parkovací a nárazová čidla, dětské hračky, rozprašovače kapalin) a také medicína (zdroje ultrazvuku pro lékařské diagnostické přístroje, inhalátory léků ...).

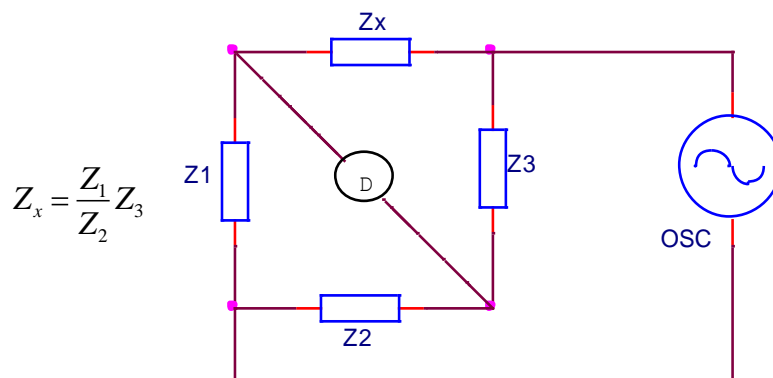
Bez součástí založených na piezoelektrickém jevu se neobejde ani mobilní a satelitní komunikace, televizní a rozhlasové vysílače a přijímače, počítače, lékařské ultrazvukové sondy či tomografy. [8]

2.3. Metody měření rezonančního kmitočtu

Podstatnou vlastností piezoelektrického rezonátoru je jeho výrazná závislost elektrické impedance na kmitočtu budicího signálu. Z této závislosti lze stanovit rezonanční kmitočty (frekvence) jistého módu kmitů piezoelektrického rezonátoru.

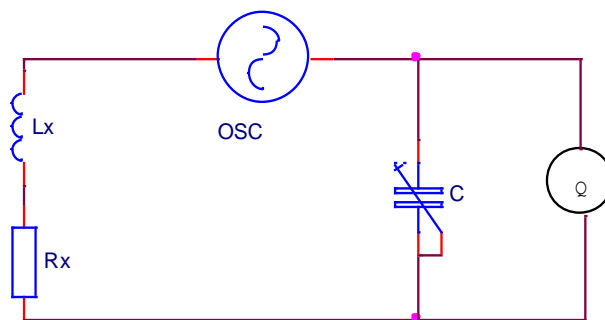
Těmito významnými kmitočty jsou kmitočet rezonanční (také nazývaný seriový) – f_r (f_s); a kmitočet antirezonanční (označován také jako paralelní) – f_a (f_p). Resonanční kmitočet byl v našem případě zjišťován vyhledáním nejnižší impedance z naměřených hodnot v oblasti prvního tloušťkového kmitu (990 – 1110 kHz). Antirezonanční frekvence naopak vyhledáním největší impedance v oblasti prvního tloušťkového kmitu.

Existuje několik metod na určení rezonančního kmitočtu, z nichž každá má své výhody i nevýhody. Mezi posuzované faktory patří zejména frekvenční rozsah, dále rozsah měření a požadovaná přesnost měření. Jednou z metod je **můstková metoda**. Za předpokladu že žádný proud neprotéká detektorem (D), lze hodnotu neznámé impedance (Z_x) určit ze zbývajících prvků můstku. Impedanční můstky jsou schopné určit jak reálnou, tak imaginární složku neznámé impedance. Vzhledem k velké kmitočtové selektivitě piezoelektrického rezonátoru však jde o metodu, jež vyžaduje precizní a drahý přístroj.



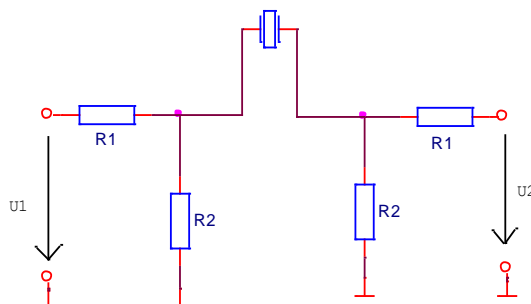
Obr. 10 Můstková metoda

Další používanou metodou je **rezonanční metoda**. Obvod je sestaven tak, že úpravou kondenzátoru lze dosáhnout rezonance. Neznámé jsou hodnoty indukčnosti L_x a rezistoru R_x , naopak známé pomocí testovací frekvence jsou hodnoty C a Q . Q se měří přímo voltmetrem na svorkách ladícího kondenzátoru.



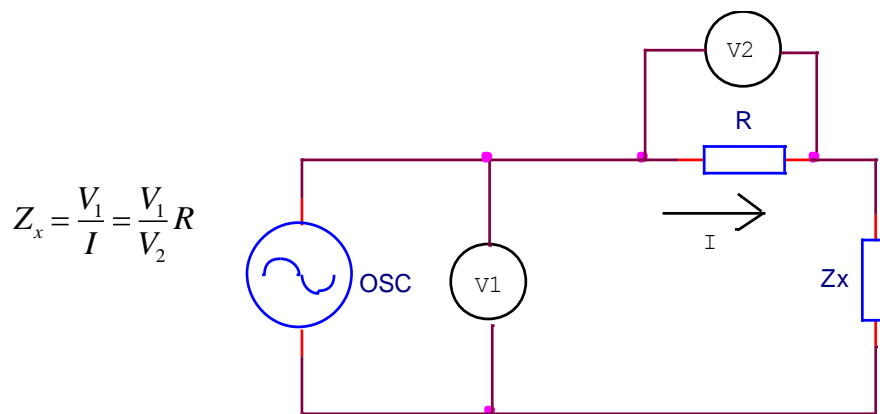
Obr. 11 Rezonanční metoda

V současnosti standardní metodu pro stanovení rezonančních kmitočtů podle IEEE představuje **pasivní metoda měření pomocí článku tvaru π** , do kterého je vkládán piezoelektrický rezonátor. Článek je buzen proměnným kmitočtem a rezonanční kmitočet posuzován podle přenosu článku (ten se mění v důsledku změny impedance rezonátoru) nebo, a to o řád přesněji, podle nulové fáze na rezonátoru. Nulová fáze odpovídá nulové hodnotě reaktance (imaginární složky impedance) rezonátoru, a ta nastane právě v rezonanci. Jak známo, závislost reaktance rezonátoru na kmitočtu protíná v komplexní rovině reálnou osu $2x$, tím jsou určeny rezonanční a antirezonanční kmitočty.



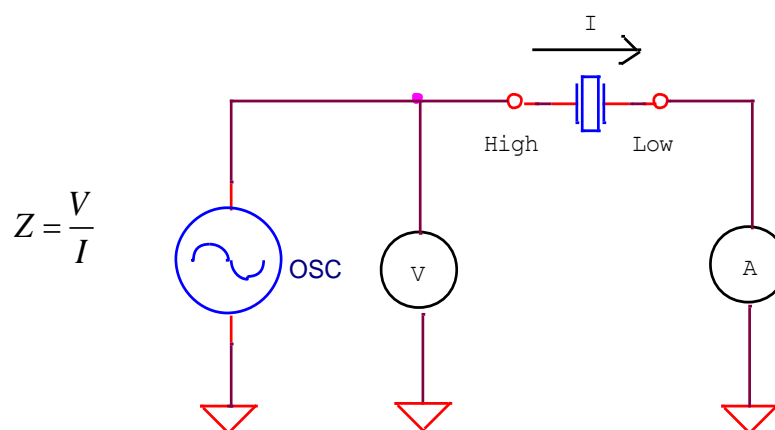
Obr. 12 PI-článek

Metoda, kterou používá přístroj, na kterém bylo prováděno měření – Impedanční analyzátor LF Hewlett Packard 4192A 5 Hz – 13 MHz – se jmenuje **I-V metoda**. Princip metody je následující: Neznámá impedance Z_x je spočítána z měření napětí a proudu. Proud je vypočítán za použití měření napětí přes známou malou hodnotu rezistoru R .



Obr. 13 I-V metoda

Obr. 14 ukazuje zjednodušené schéma na měření impedance v přístroji HP 4192A. Ampérmetr a voltmetr musí měřit i fázi takže je použit vektorový voltmetr i ampérmetr. Krystal na obrázku znázorňuje vložený piezoelektrický rezonátor. [9]

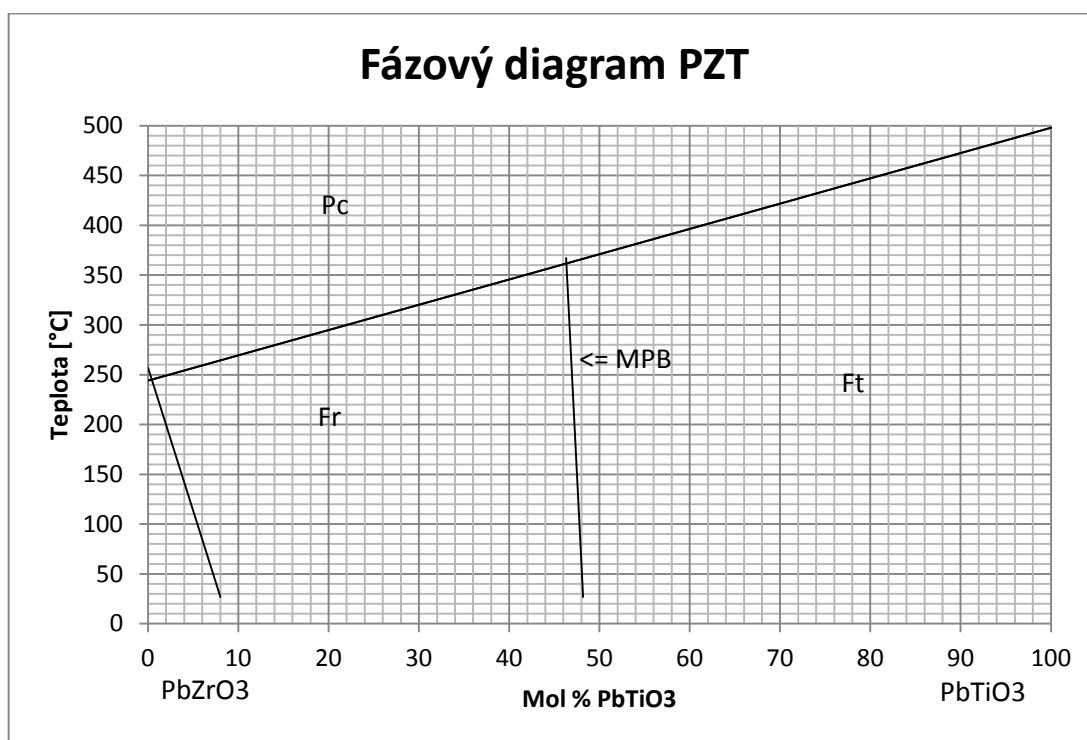


Obr. 14 Zjednodušený model pro měření impedance I-V metodou

3. PIEZOELEKTRICKÁ KERAMIKA POUŽÍVANÁ PRO PIEZOELEKTRICKÉ REZONÁTORY

Tuhé roztoky typu $\text{PbZrO}_3 - \text{PbTiO}_3$

V roce 1953 prozkoumal japonský vědec E. Sawaguchi tuhý roztok typu titaničitan-zirkoničitan olovnatý – $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$. Zjistil, že nejvyšší vazební koeficient se nachází na přechodu mezi tetragonální modifikací a rhombickou modifikací.



Obr. 15 Fázový diagram systému $\text{PbZrO}_3 - \text{PbTiO}_3$

Označení fází: Fr – ferroelektrická rhombická; Ft – ferroelektrická tetragonální; Pc – paraelektrická kubická

Stejně jako např. u BaTiO_3 je i v tomto případě materiál perovskitové struktury (viz obr.9) jen s tím rozdílem, že v rozích krychle základní buňky jsou namísto iontů Ba^{2+} ionty Pb^{2+} . Díky tomu je dosažena vyšší Curieova teplota (C_T). Pokud se ještě část iontů Ti^{4+} nahradí ionty Zr^{4+} , posune se celý systém do oblasti přechodu mezi tetragonální a rhombickou fází. V této hraniční oblasti narůstají hodnoty elektromechanické vazby a materiál lze vzhledem k poklesu jeho koercitivních sil polarizovat pod C_T .

Tuhý roztok $\text{Pb}(\text{Zr}, \text{Ti})\text{O}_3$ má optimální vlastnosti, jestliže jsou obě základní složky tj. PbTiO_3 a PbZrO_3 , zastoupeny přibližně 50-ti molárními procenty. Pokud jde o čisté

základní sloučeniny, má PbTiO_3 tetragonální strukturu a C_T cca 490 °C, zatímco PbZrO_3 je antiferoelektrický, má ortorhombickou strukturu a jeho C_T je cca 220 °C. Je však třeba podotknout, že v současnosti platí směrnice Evropské komise, omezující používání olova v elektronických součástkách. [8]

Technologie zpracovávání piezoelektrických polykrystalických materiálů

Polykrystalické materiály lze zpracovávat oproti monokrystalům poměrně jednoduchou technologií do rozmanitých a relativně objemných tvarů. Podle technologie tvarování a tepelného zpracování se tyto piezoelektrické materiály často označují vžitým názvem „piezokeramika“, i když z fyzikálního hlediska je tento termín ne zcela správný. Obecně totiž platí pro přípravu piezoelektrických polykrystalických materiálů shodné postupy a technologie používané v keramickém průmyslu. Nejdříve se výchozí suroviny, nejčastěji ve formě oxidů, případně karbonátů nebo meziproduktů, se odváží ve zvoleném poměru a včetně přídavných komponent se melou v mlecím agregátu. Mletí probíhá buď za sucha, nebo za mokra, tím se směs surovin homogenizuje a zmenšuje se velikost zrn výchozích surovin, a to až do velikosti několika μm . Poté se směs odvodní a vysuší a podrobí termální syntéze. Při ní, při teplotách nižších než je slinovací teplota materiálu, dochází k téměř úplné reakci mezi výchozími surovinami, a převážnou měrou jsou zároveň ukončeny i průvodní objemové změny. Znova proběhne mletí, odvodnění a sušení a další zpracování se řídí způsobem technologie vytváření, která je pro požadovaný výrobek nejvhodnější např. lisování do kovových forem, lití do sádrových forem, vstřikové lití, izostatické lisování, tažení na vakuových lisech, atd. Takto vytvarované výrobky se slinují při teplotách odpovídajících příslušnému materiálu (1200 až 1300 °C). Slinuté výrobky se do požadovaných tvarů a rozměrů upravují řezáním, broušením a leštěním. Poté se na zvolené plochy nanášejí elektrody, a to buď vypalováním nebo napařováním či napařováním stříbra. Dalším krokem je výrobky polarizovat aby dostaly piezoelektrické vlastnosti. Polarizace se provádí ve stejnosměrném elektrickém poli o gradientu, jehož velikost se řídí povahou polarizovaného materiálu a podmínkami polarizace, zejména teplotou, při níž se element polarizuje. Polarizovaný element se vkládá do vyhřívané olejové lázně, kde se polarizační napětí udržuje po určitou dobu a přerušuje se až po poklesu teploty lázně asi na 50 °C. [8]

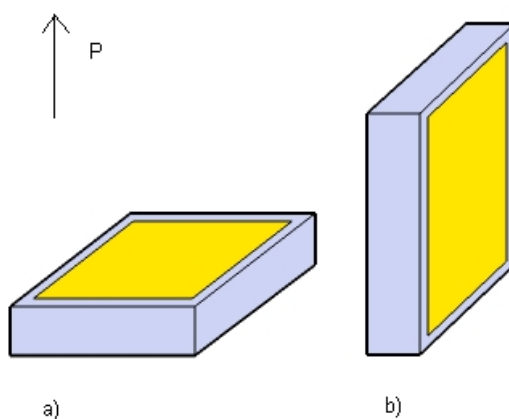
3.1. Piezoelektrický keramický výbrus

Vložíme-li piezoelektrický výbrus do elektrického pole, dochází v důsledku převráceného piezoelektrického jevu k jeho deformaci. Aby se výbrus rozkmital vynucenými mechanickými kmity, musí se vložit do střídavého pole. Frekvence kmitů výbrusu bude shodná s frekvencí budícího střídavého elektrického pole a jejich amplituda bude největší v rezonanci tj. shoda frekvencí elektrického pole s některou mechanickou rezonanční frekvencí piezoelektrického výbrusu.

Kmitající piezoelektrický výbrus opatřený elektrodami představuje oscilační obvod s význačnými elastickými a elektrickými vlastnostmi, označovaný pod pojmem piezoelektrický rezonátor.

Tyto rezonátory se vyrábějí převážně ve dvou základních orientacích:

- 1) Elektroda na výbrusu je nanesena tak, že vektor budícího elektrického pole je rovnoběžný s vektorem polarizace (obr.16a)
- 2) Elektroda na výbrusu je nanesena tak, že vektor budícího elektrického pole je kolmý na vektor polarizace (obr.16b)



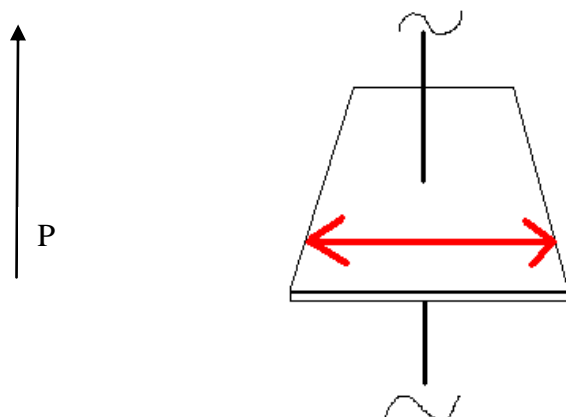
Obr. 16 Základní druhy orientace piezoelektrických rezonátorů

Základní oscilační módy piezoelektrických rezonátorů

V následujících obrázcích černá šipka znázorňuje směr polarizace, červená šipka směr kmitů rezonátoru. Význam symbolů: l = délka; b = šířka; t = tloušťka; d = průměr; N_1 = frekvenční konstanta rezonátoru pro podélné nebo příčné kmity tenké pravoúhlé destičky, ϵ_{33}^T = permitivita při konstantním mechanickém napětí, S_{11}^T = konstanta deformace pro konstantní mechanické napětí, N_p = frekvenční konstanta pro planární (radiální) kmitu kruhového disku, N_t = frekvenční konstanta pro tloušťkové kmitu tenké destičky, ρ = hustota; C_0 = statická kapacita; N_3 = frekvenční konstanta pro podélné

kmity tyčinky nebo válec polarizovaný ve směru tloušťky, S_{33}^T = tenzor deformace; N_S = frekvenční konstanta. [10]

Podélné oscilace na tenké čtvercové desce



Obr. 17 Podélné oscilace na tenké čtvercové desce[10]

Geometrická podmínka
$$\frac{l}{t, b} \succ 5 \quad (1)$$

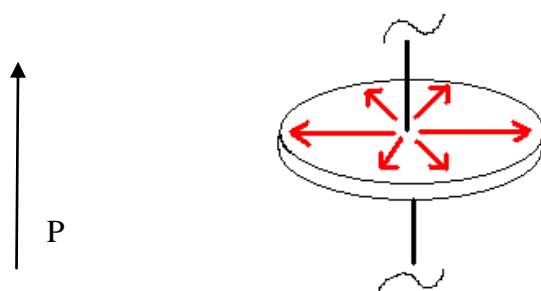
Vypočtená rezonanční frekvence
$$f_r = \frac{N_1}{l}, f_r = \frac{N_1}{b} \quad (2)$$

Elektromechanický koeficient k_{31}
$$\frac{k_{31}^2}{1 - k_{31}^2} = \frac{\pi}{2} \frac{f_a}{f_r} \tan \left(\frac{\pi}{2} \frac{f_a - f_r}{f_a} \right) \quad (3)$$

Nábojová konstanta d_{31}
$$d_{31} = k_{31} \sqrt{\epsilon_{33}^T \cdot S_{11}^E} \quad (4)$$

Napěťová konstanta g_{31}
$$g_{31} = \frac{d_{31}}{\epsilon_{33}^T} \quad (5)$$

Radiální kmity na tenkém kruhovém disku



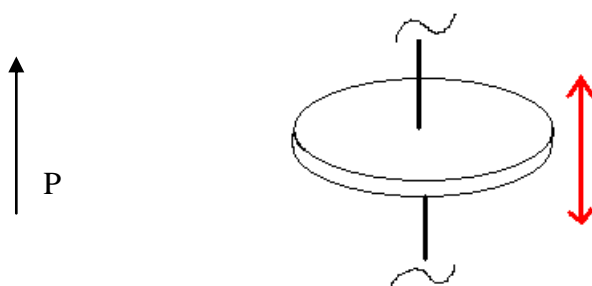
Obr. 18 Radiální kmity na tenkém kruhovém disku[10]

Geometrická podmínka $\frac{d}{t} \succ 10$ (6)

Vypočtená rezonanční frekvence $f_r = \frac{N_p}{d}$ (7)

Elektromechanický koeficient k_p $k_p^2 \approx \left\{ 2,5 \frac{f_a - f_r}{f_a} - \left(\frac{f_a - f_r}{f_a} \right)^2 \right\}$ (8)

Tloušťkové kmity tenkého disku



Obr. 19 Tloušťkové kmity tenkého disku[10]

Geometrická podmínka $\frac{d}{t} \succ 10$ (9)

Vypočtená rezonanční frekvence $f_r = \frac{N_t}{t}$ (10)

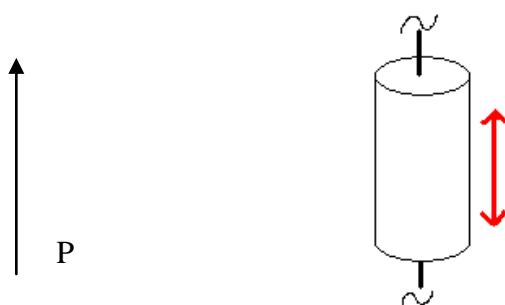
Elektromechanický koeficient k_t $k_t^2 = \frac{\pi}{2} \frac{f_r}{f_a} \tan \left(\frac{\pi}{2} \frac{f_a - f_r}{f_a} \right)$ (11)

Elastický modul pro konstantní elektrické posunutí $c_{33}^D = 4\rho f_a t^2$ (12)

Elastický modul pro konstantní elektrické pole $c_{33}^E = c_{33}^D (1 - k_t^2)$ (13)

Permitivita (pro konstantní mechanické napětí) $\varepsilon_{33}^T = C_0 \frac{4t}{\pi d^2}$ (14)

Podélné kmity válce



Obr. 20 Podélné kmity válce[10]

Geometrická podmínka $\frac{l}{d} \succ 2,5$ (15)

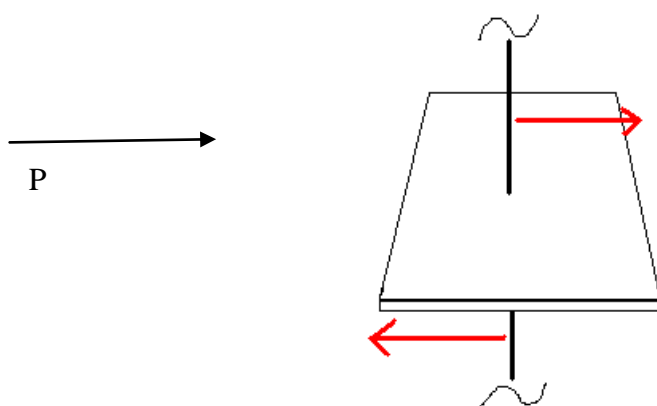
Vypočtená rezonanční frekvence $f_r = \frac{N_3}{l}$ (16)

Elektromechanický koeficient k_{33} $k_{33}^2 = \frac{\pi}{2} \frac{f_r}{f_a} \tan\left(\frac{\pi}{2} \frac{f_a - f_r}{f_a}\right)$ (17)

Nábojová konstanta d_{33} $d_{33} = k_{33} \sqrt{\epsilon_{33}^T \cdot S_{33}^E}$ (18)

Napětíová konstanta g_{33} $g_{33} = \frac{d_{33}}{\epsilon_{33}^T}$ (19)

Střížné kmity



Obr. 21 Střížné kmity [10]

Geometrická podmínka $\frac{l}{t, b} \succ 3,5$ (20)

Vypočtená rezonanční frekvence (21)

$$f_r = \frac{N_s}{l}$$

Elektromechanický koeficient k_{15} (22)

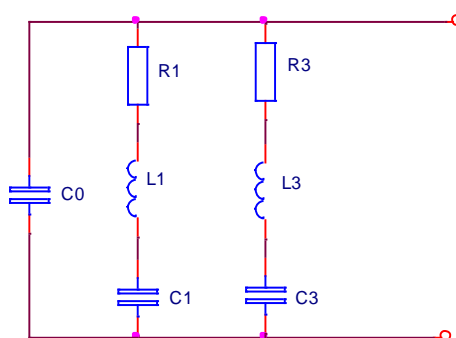
$$k_{15}^2 = \frac{\pi}{2} \frac{f_r}{f_a} \tan\left(\frac{\pi}{2} \frac{f_a - f_r}{f_a}\right)$$

Napět'ová konstanta g_{15} (23)

$$g_{15} = \frac{d_{15}}{\epsilon_{11}^T}$$

3.2. Stanovení prvků elektrického náhradního obvodu piezoelektrického rezonátoru

Z piezoelektrických materiálů se zhotovují výbrusy různých geometrických tvarů. Na výbrusy jsou nanášeny elektrody a na ně se přikládá elektrické napětí. Výbrus se rozkmitá vynucenými kmity. Jak jsme již poznamenali, největší amplituda kmitů nastane při shodnosti kmitočtů budícího elektrického pole a vlastního mechanického rezonančního kmitočtu výbrusu. Takovýto oscilační systém má významné elastické i elektrické vlastnosti. Řešením impedance obvodu s piezoelektrickým rezonátorem zapojeným na střídavé harmonické napětí obdržíme výraz pro velikost proudu tekoucího obvodem rezonátoru. Porovnáním s proudem tekoucím elektrickým obvodem složeným z diskrétních součástí dostáváme zapojení náhradního obvodu rezonátoru. Je však třeba poznamenat, že náhradní elektrický obvod složený z diskrétních součástí je jenom hypotetická záležitost (některé prvky elektrického náhradního obvodu mají velké hodnoty a jejich technická realizace by byla obtížná).



Obr. 22 Elektrický náhradní obvod piezoelektrického rezonátoru pro 1 a 3 harmonickou rezonanci

C_0 - statická kapacita rezonátoru [F]

R_h - dynamický odpor pro h-tý rezonanční kmitočet [Ω]

L_h - dynamická indukčnost pro h-tý rezonanční kmitočet [H]

C_h - dynamická kapacita pro h-tý rezonanční kmitočet [F]

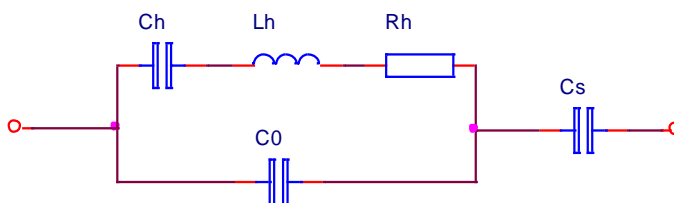
$$(h = 1, 2, 3, \dots)$$

Statickou kapacitu C_0 lze určit z geometrických rozměrů výbrusu a z dielektrických vlastností použitého materiálu. Vybuzený kmitočet závisí na rozměrech rezonátoru, elastických vlastnostech a hustotě použitého materiálu a na typu vybuzených kmitů. U některých rezonátorů lze vybudit pouze liché u některých pouze sudé harmonické. Je možné vybudit i kmitů, které nejsou celistvým násobkem základního rezonančního kmitočtu, ale násobek je kořenem tzv. kmitočtové rovnice.

Čím vyšší je harmonická u reálných rezonátorů, tím klesá amplituda kmitů, proto se v praxi lze setkat nejvýše se 7. harmonickou.

Experimentální stanovení prvků elektrického náhradního obvodu

Lze vycházet z předpokladu, že při rezonanci se rezonátor chová jako elektrický obvod nakreslený níže.



Obr. 23 Elektrický náhradní obvod piezoelektrického rezonátoru v rezonanci

Statickou kapacitu C_0 lze změřit přístrojem pro měření kapacit v řádu pikofaradů až desítek pikofaradů.

Dynamickou indukčnost L_h a dynamickou kapacitu C_h lze změřit jedním z následujících způsobů:

- ze závislosti impedance na kmitočtu v oblasti mezi rezonančním a antirezonančním kmitočtem
- z měření útlumu piezoelektrického rezonátoru
- výpočtem z naměřeného činitele jakosti Q a dynamického odporu R_h
- ze změny rezonančního kmitočtu, způsobené připojením známé reaktance.

V následujících odstavcích je popsán poslední způsob, který vyplývá z Obr. 2319.

Je-li kapacita C_s větší než C_0 a malé tlumení výbrusu, řešením obvodu lze dostat rozladění vůči sériovému rezonančnímu kmitočtu vlastního rezonátoru ve tvaru:

$$\Delta\omega = \frac{1}{2\omega_s L_h (C_0 + C_s)} \quad (24)$$

Lze vyjádřit L_h :

$$L_h = \frac{1}{2\omega_s \cdot \Delta\omega \cdot (C_0 + C_s)} \quad (25)$$

Z Thomsonova vztahu lze odvodit výraz pro dynamickou kapacitu C_h :

$$C_h = \frac{2\Delta\omega(C_0 + C_s)}{\omega_s} \quad (26)$$

Aby byla vyloučena statická kapacita C_0 , která zahrnuje parazitní kapacity přívodů, uvažujeme měření se dvěma postupně připojenými kondenzátory o kapacitách C_{s1} a C_{s2} .

$$C_h = \frac{2(f_{sC_1} - f_{sh})}{f_{sh}} \cdot \frac{C_{s1} - C_{s2}}{1 - \frac{f_{sC_1} - f_{sh}}{f_{sC_2} - f_{sh}}} \quad (27)$$

f_{sh} – sériový rezonanční kmitočet vlastního rezonátoru pro určitou harmonickou (Hz)

f_{sC_1} , f_{sC_2} - sériové rezonanční kmitočty rezonátoru s připojenými kapacitami C_{s1} a C_{s2} (Hz)

Z Thomsonova vztahu vyplývá i vzorec pro výpočet dynamické indukčnosti L_h :

$$L_h = \frac{1}{4\pi^2 \cdot f_{sh}^2 \cdot C_h} \quad (28)$$

Paralelní rezonanční kmitočet je dán výrazem:

$$f_{ph} = \frac{1}{2\pi} \cdot \sqrt{\frac{C_h + C_0}{L_h C_h C_0}} = f_{sh} \cdot \sqrt{1 + \frac{C_h}{C_0}} \quad (29)$$

Činitel jakosti lze vypočítat odtud:

$$Q_h = \frac{2\pi \cdot f_{sh} \cdot L_h}{R_h} \quad (30)$$

Dynamický odpor R_h lze určit např:

- měření za použití můstkové metody
- stanovení R_h z rezonanční křivky
- výpočtem naměřeného činitele jakosti Q_h
- měřením za použití substituční metody

Je známo, že při sériovém rezonančním kmitočtu se chová piezoelektrický kmitající rezonátor jako čistě ohmický odpor, který při experimentu lze nahradit skutečným bezindukčním odporem. [11]

4. VLIVY PŮSOBÍCÍ NA REZONANČNÍ KMITOČET A NELINEÁRNÍ VLASTNOSTI PIEZOELEKTRICKÉHO REZONÁTORU

4.1. Vlivy působící na rezonanční kmitočet piezoelektrického rezonátoru

Na rezonanční kmitočet působí nejenom vnější vlivy, ale i složení rezonátoru. Měření ukázalo, že každý rezonátor je originál. Dodané vzorky byly ve dvou různých datech polarizovány, byť stejného materiálu a tím i stejného složení, přesto jsou mezi nimi rozdíly. Potvrdila to i firma Servotex, kdy jedny (B) označila za vyhovující.

Předpokládám-li laboratorní podmínky (ustálenou teplotu, tlak a vlhkost) může dojít k posunutí rezonanční frekvence např. mechanickou tenzí na elektrody rezonátoru. A to z důvodu zatlumení rezonátoru, toto zatlumení může být realizováno např. kapkou cínu na připevnění vodiče, nebo tlačící pružinou na elektrodu, nebo pouhým bodovým dotykem, jako byl použit při měření. Z toho vyplývá, že jakýkoli dotyk na rezonátor nutně vyvolává zatlumení, toto zatlumení však lze do jisté míry z minimalizovat a to třeba vhodným výběrem místa k připojení vodičů, nebo pro zajištění opakovatelnosti měření (v případě bodového dotyku) konstantní přítlak. Vhodné místo jsem v případě rezonátoru ve tvaru tenkého disku kmitajícího převážně tloušťkovými kmity našla uprostřed. Je to místo kde, minimálně ovlivňuji zatlumení, resp. zatlumení je konstantní a nedochází nerovnoměrným kmitům, jako v případě zatlumení na okraji disku, které používá firma Servotex u své sondy.

Při měření jsem dodržovala umístění měřících hrotů naproti sobě uprostřed disku, bohužel nedokázala sem zajistit konstantní přítlak na obě elektrody. Tím docházelo během měření na jemné posuvy mezi rezoncencemi samotných rezonátorů, řádově stovky hertz.

4.2. Šíření ultrazvukových vln

Rychlost šíření ultrazvukových vln v kapalinách

Rychlost šíření ultrazvukových vln v kapalinách je závislá na teplotě, hustotě a tlaku. V kapalinách se může šířit jen podélné vlnění a to z důvodu, že většina kapalin neklade odpor při namáhání ve smyku (výjimku tvoří jen kapaliny s velkou viskozitou). Pro rychlost šíření ultrazvuku platí vztah:

$$c = \sqrt{\frac{K}{\rho}} = \sqrt{\frac{1}{\rho \cdot k_{AD}}} = \sqrt{\frac{\kappa}{\rho \cdot k_{IZ}}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (31)$$

K ...adiabatický modul objemové pružnosti [Pa]

k_{AD} ...adiabatická stlačitelnost [Pa⁻¹]

k_{IZ} ...adiabatická stlačitelnost [Pa⁻¹]

ρ ...hustota prostředí [kg · m⁻³]

κ ...Poissonova konstanta $\kappa = \frac{k_{IZ}}{k_{AD}}$

Jak již bylo řečeno, rychlost ultrazvukových vln je závislá na teplotě.

$$C(Q) = C_o \cdot [1 - \chi \cdot (Q - Q_o)] \quad (32)$$

C_o ...rychlost při počáteční teplotě Q_o [m · s⁻¹]

χ ...relativní teplotní součinitel [K⁻¹]

Rychlost šíření ultrazvukových vln v plynech

Rychlost šíření ultrazvukových vln v plynech lze popsat:

$$c = \sqrt{\frac{\kappa \cdot p}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (33)$$

p ...tlak [Pa]

Pokud uvažujeme jen malé změny teploty a tlaku lze psát:

$$C(Q) = C_o \cdot (1 + \chi \cdot Q) \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (34)$$

Čím je větší obsah vodních par v plynu, tím se zvyšuje i rychlost šíření ultrazvukových vln a to zhruba lineárně. Toto ale neplatí u víceatomových plynů kde dochází k tzv. disperzi rychlosti. Je zde totiž jisté zpoždění při výměně energie.

Rychlost šíření ultrazvukových vln v pevných látkách

Na rozdíl od kapalin a plynů, kde dochází pouze k podélnému vlnění, v pevných látkách najdeme i příčné vlnění mimo již zmíněného podélného vlnění. Je to z důvodu, že pevná látka má smykové napětí. Pro rychlost příčné vlny v pevných látkách platí vztah:

$$c = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (35)$$

G ...modul pružnosti ve smyku

Pro rychlost šíření podélné vlny v pevném prostředí pak platí:

$$c = \sqrt{\frac{2G}{\rho} \frac{\kappa - 1}{2\kappa - 1}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (36)$$

Poissonovo číslo κ v pevných látkách namáhaných na tah souvisí s poměrným podélným prodloužením ε a poměrným příčným zkrácením η .

5. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST – CHARAKTERISTICKÉ VLASTNOSTI PIEZOKERAMICKÝCH REZONÁTORŮ A REZONÁTORŮ ZATÍŽENÝCH AKUSTICKOU IMPEDANCÍ

5.1. Popis měřených vzorků

Pro měření byly použity vzorky, které poskytla firma Servotex přístrojová elektrotechnika a.s. Jedná se o 4 diskové rezonátory, každý o průměru 25 mm, tloušťce 2 mm a se dvěma stříbrnými elektrodami, vyrobených firmou Ceramtec z materiálu SONOX P8. Rezonátory byly dodavatelem rozděleny na dvě skupiny: vyhovující sk. B (B25, B42), která byla polarizována 28. 09. 2006, a nevyhovující sk. A (A7, A22), jejíž polarizace proběhla 14. 06. 2006.

Dále byla firmou dodána jedna hlavice sondy s již nalepeným rezonátorem, v této práci je označována pojmem sonda. Hlavice je z titanu a nalepený rezonátor má stejnou velikost jako ostatní rezonátory dodané firmou. Více specifikací nebylo uvedeno.

5.2. Rezonanční a antirezonanční frekvence vybraných módů kmitů

U každého rezonátoru a sondy se měřilo jeho spektrum. V rozmezích 50 Hz až 13 MHz. Výpočet oblasti výskytu prvního radiálního módu a prvního tloušťkového módu kmitu posloužily k přesné lokalizaci vybraných módů v jinak nepřehledném spektru. [12]

Radiální mód kmitu

$$f_s = \frac{2}{\pi \cdot d} \sqrt{\frac{s_{11}^E}{\rho (s_{11}^{E^2} - s_{12}^{E^2})}} = 99\,245 \text{ Hz} \quad (37)$$

$$s_{11}^E = 11,4 \cdot 10^{-12} \text{ m}^2 / \text{N}$$

$$s_{12}^E = -5,7 \cdot 10^{-12} \text{ m}^2 / \text{N}$$

$$\rho = 7700 \text{ kg} / \text{m}^3$$

$$d = 0,025 \text{ m}$$

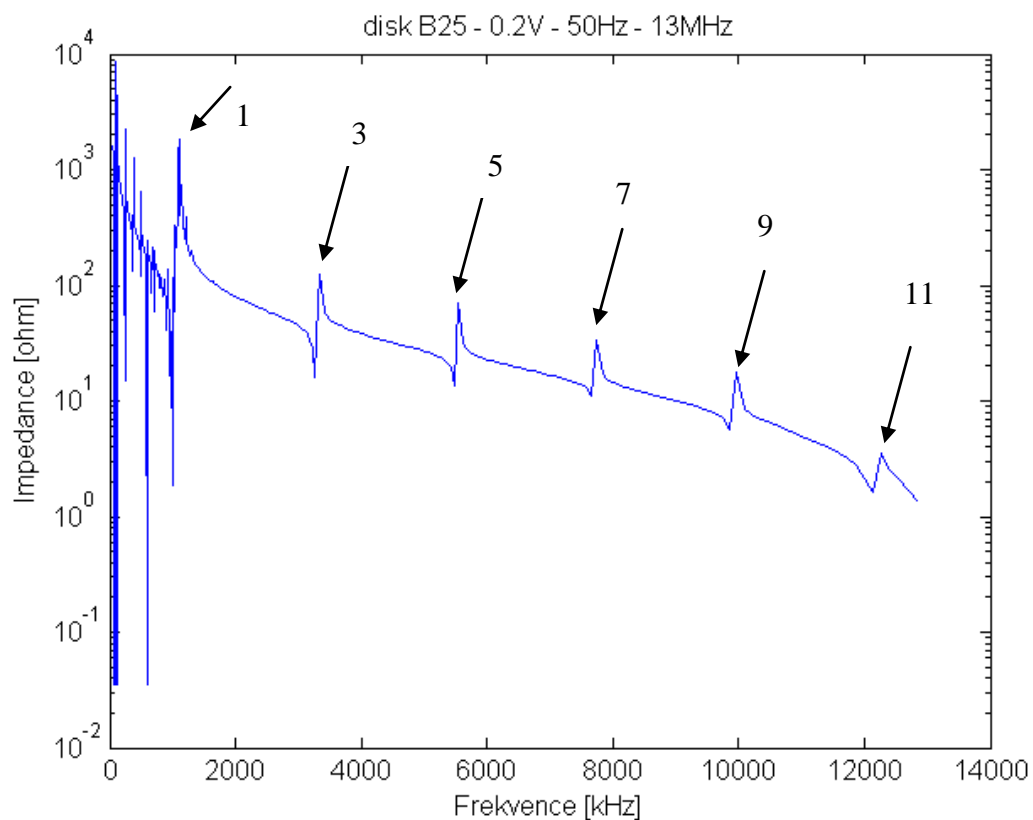
Tloušťkový mód kmitu

$$f_a = \frac{1}{2t} \sqrt{\frac{c_{33}^D}{\rho}} = 1\,146\,706 \text{ Hz} \quad (38)$$

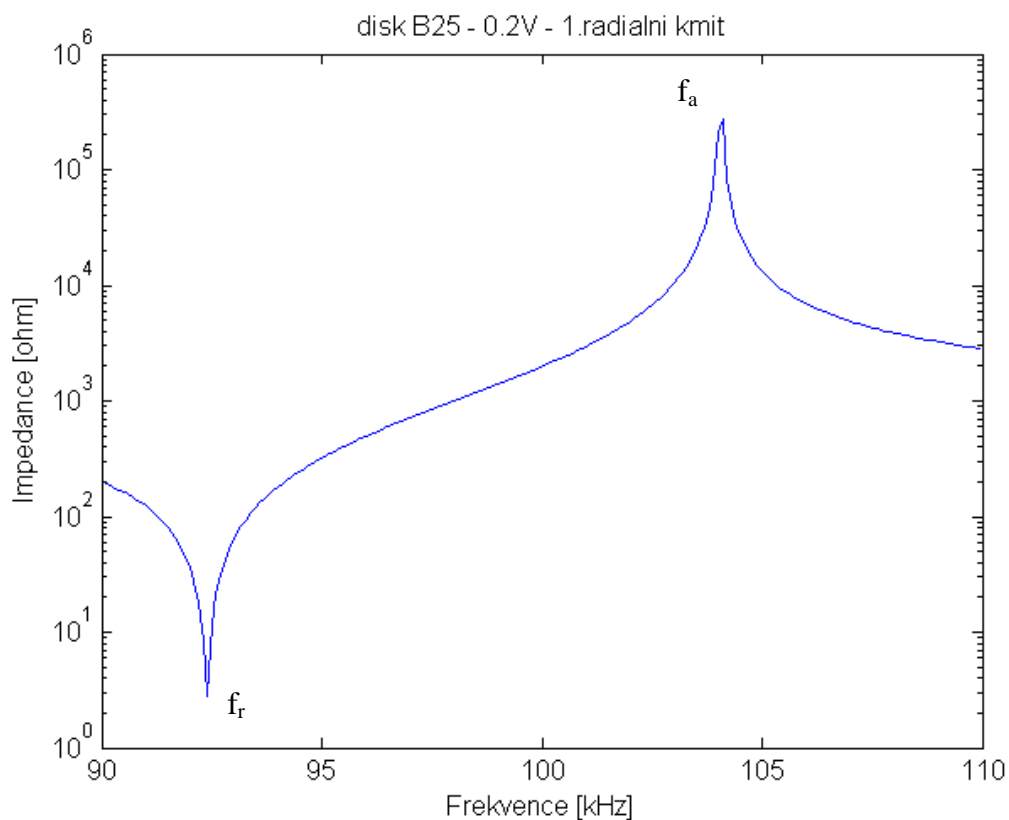
$$c_{33}^D = 16,2 \cdot 10^{10} \text{ N} / \text{m}^2$$

$$t = 0,002 \text{ m}$$

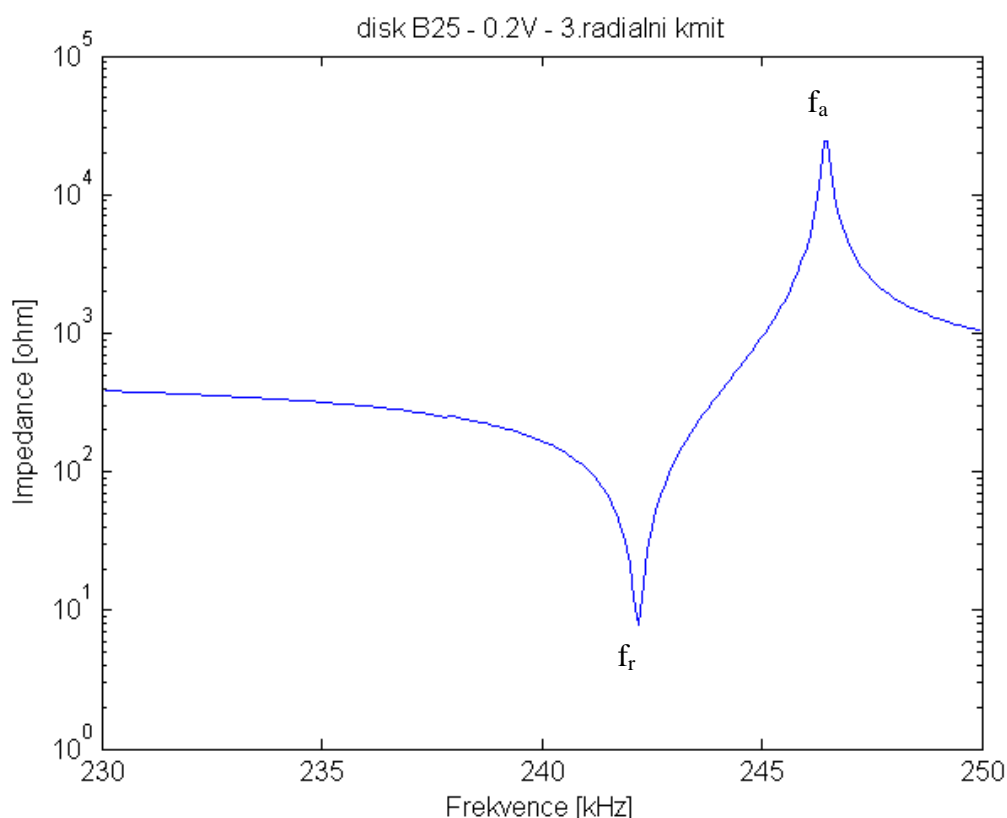
Následující obrázky ukazují spektrum a první a třetí radiální kmit rezonátoru označeného jako B25.



Obr. 24 Rezonátor B25 – impedanční spektrum v rozmezí 50 Hz až 13 MHz – označené jsou tloušťkové kmity s jejich pořadím



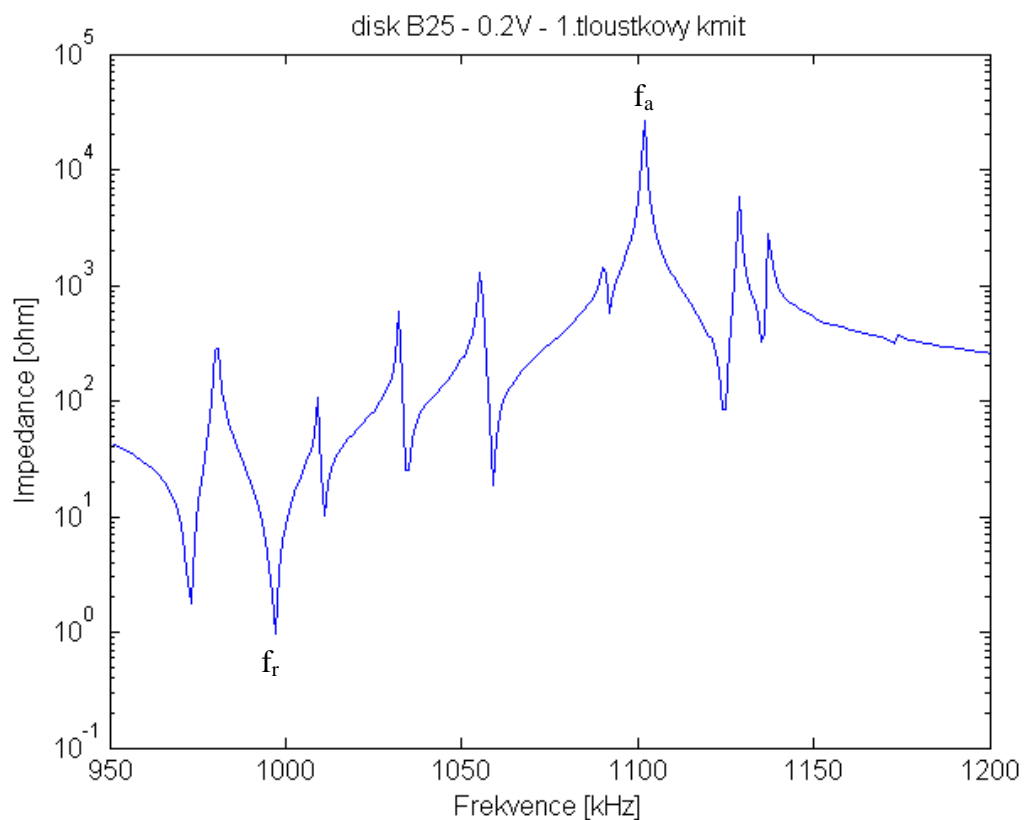
Obr. 25 Rezonátor B25 – 1. radiální kmit – f_r = rezonance, f_a = antirezonance



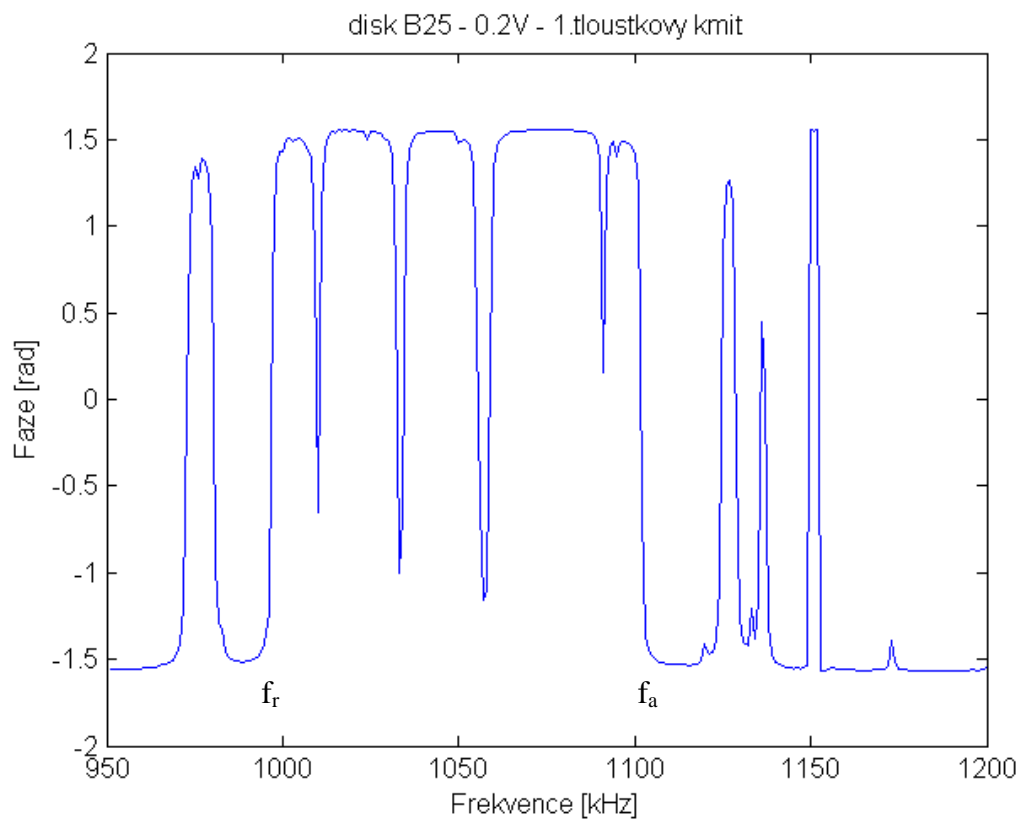
Obr. 26 Rezonátor B25 – 3. radiální kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance

Třetí radiální kmit byl určen jako bezprostředně následující dvojice rezonance a antirezonance po prvním radiálním kmitu. Další radiální kmity se vyskytovaly, ale nebyly již tak zřetelné jako první a třetí. Jak je vidět z uvedených obrázků, radiální kmity jsou čisté a bez vedlejších parazitních kmitů. Ty se naopak objevily v prvním tloušťkovém kmitu, jak ukazují následující obrázky. Nejprve je uvedena závislost impedance na frekvenci, na které jsou patrné parazitní kmity. Další obrázek znázorňuje závislost mezi fází a frekvencí. Ta je velmi vhodná, když není na první pohled patrné, který z vedlejších parazitních kmitů představuje rezonanční frekvenci a který antirezonanční frekvenci. U rezonanční frekvence je v obrázku závislosti fáze na frekvenci patrný strmý vzestup fáze a u antirezonance pak strmý pád fáze na nejnižší hodnotu (důležitý je ovšem průsečík s hodnotou fáze $\varphi = 0$, ten vyznačí rezonanční a antirezonanční kmitočty).

Charakteristiky rezonátoru A7 jsou uvedeny v příloze (1. a 3. radiální kmit a 1. tloušťkový kmit společně se spektrem). Ostatní dva rezonátory jsou na přiloženém CD z důvodu rozsahu práce.



Obr. 27 Rezonátor B25 – 1. tloušťkový kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance



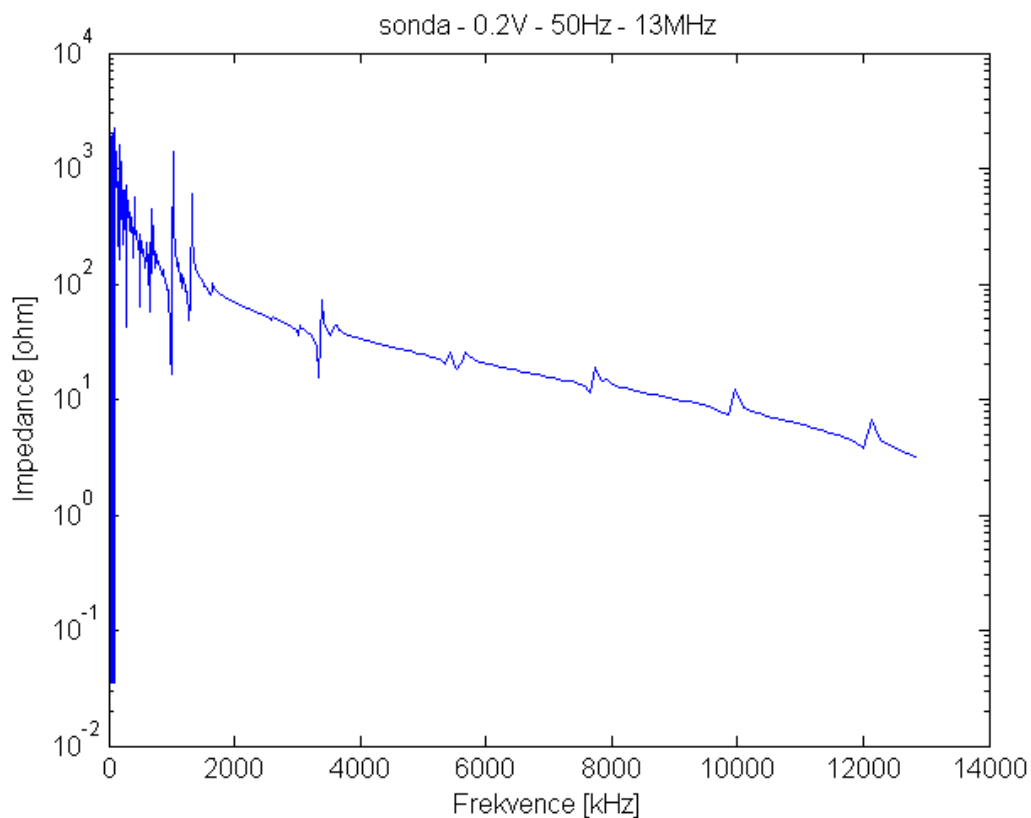
Obr. 28 Rezonátor B25 – fáze 1. tloušťkového kmitu - f_r = rezonance, f_a = antirezonance

Pro orientační porovnání byla změřena i sonda i když není známo, který rezonátor do ní byl implementován, neznáme tedy jeho impedanční či fázovou charakteristiku. Ale předpokládáme, že do něj je implementován jeden z rezonátoru skupiny B (vyhovující). Tudíž odmyslíme-li si jiný (pravděpodobně větší) přtlak na elektrodu (druhá elektroda byla vyvedena drátově) viz Obr. 2929, lze charakteristiky alespoň přibližně porovnat.

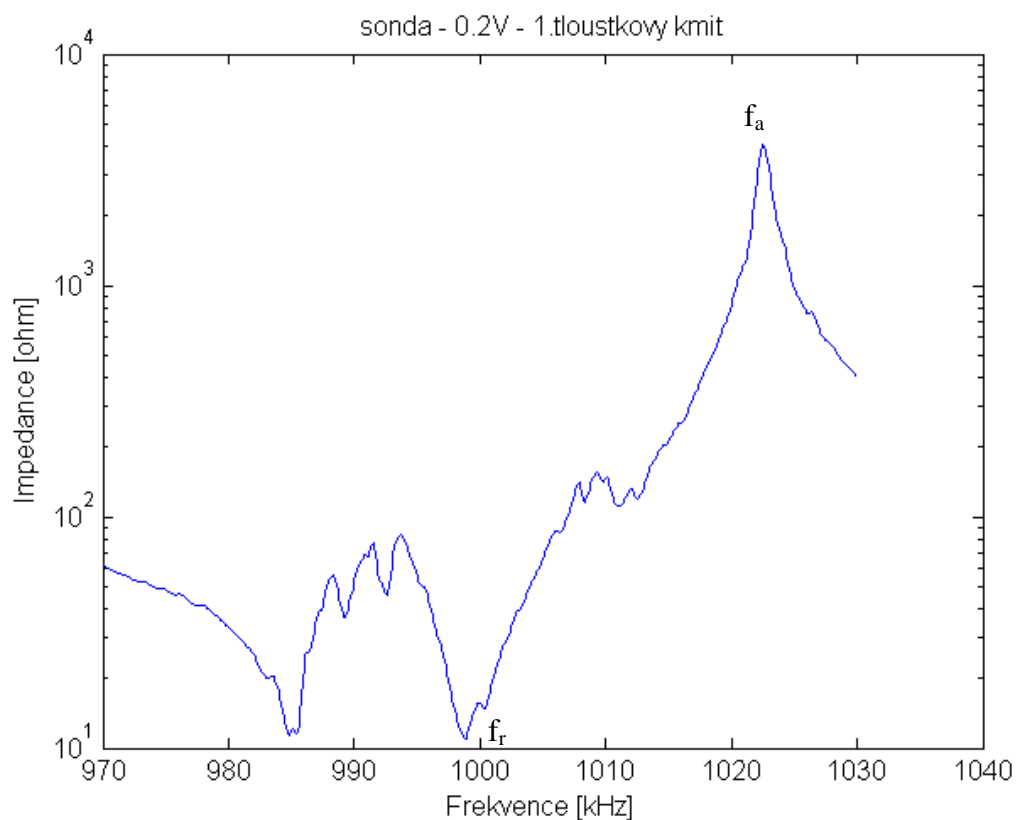


Obr. 29 Sonda – drátek představuje vyvedenou spodní elektrodu

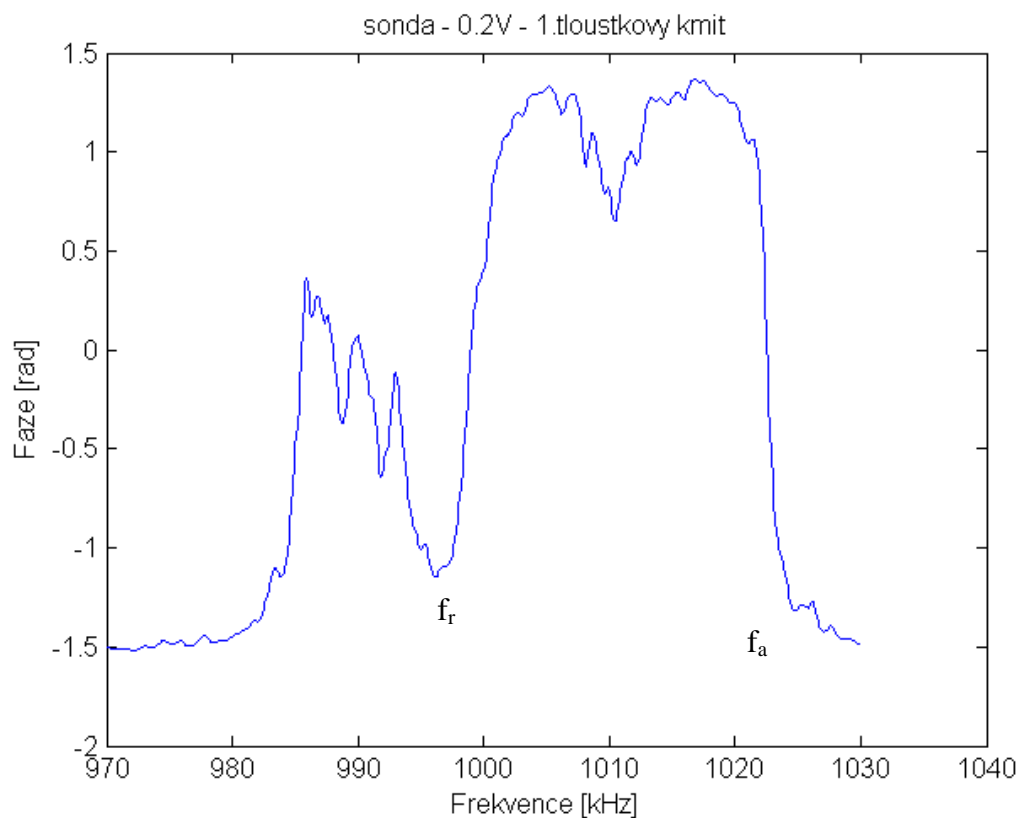
Na následujících obrázcích je vyobrazeno impedanční spektrum, závislost impedance na frekvenci pro první tloušťkový kmit, a také příslušná fáze. Měření byla provedena při budícím napětím shodným s ostatními rezonátory, tedy 0,2 V.



Obr. 30 Sonda – impedanční spektrum



Obr. 31 Sonda – 1. tloušťkový kmit - f_r = rezonance, f_a = antirezonance



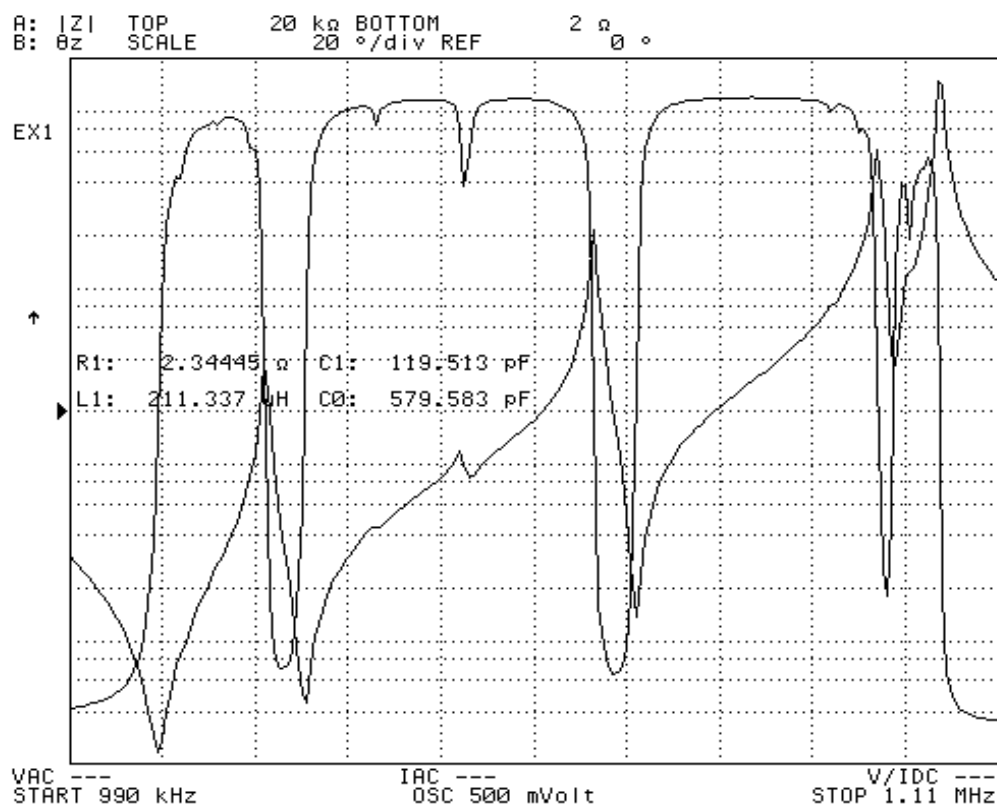
Obr. 32 Sonda – fáze 1. tloušťkového kmitu - f_r = rezonance, f_a = antirezonance

Na první pohled je zřejmé, že obvyklé parazitní kmity v blízkosti 1. tloušťkového kmitu jsou u sondy potlačeny. Došlo i k zmenšení rozptylu hodnot impedance. Předpokládá se i frekvenční zatlumení, které však nelze určit, z důvodu neznalosti impedanční charakteristiky rezonátoru před nalepením do sondy.

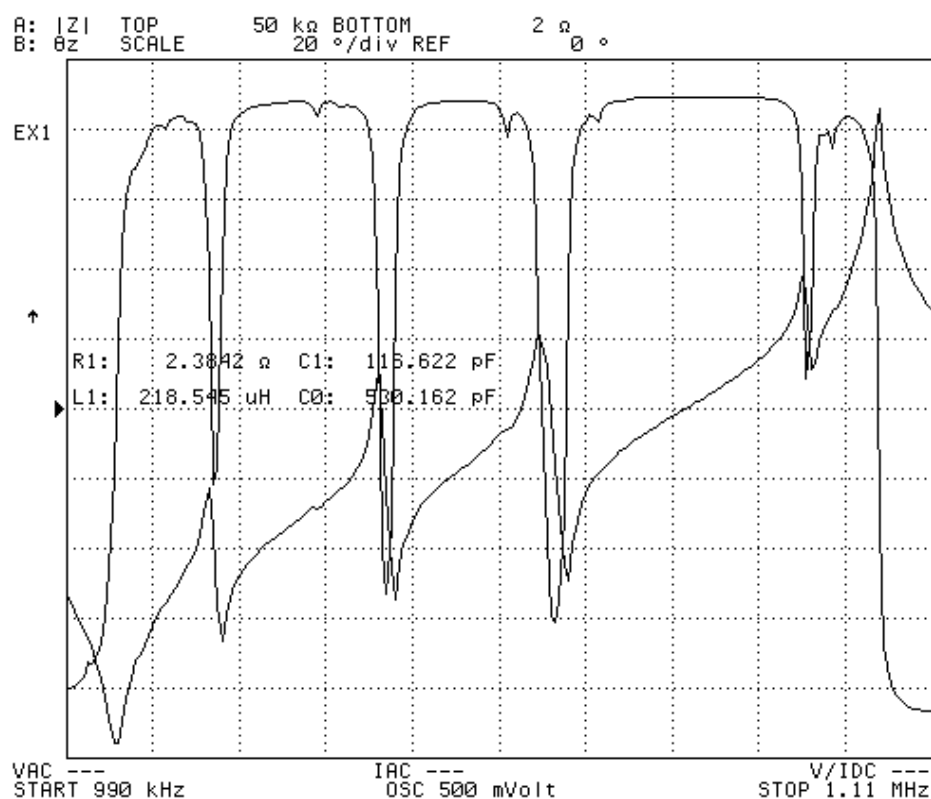
Firma Servotex provádí pro naplnění podmínek koncového uživatele (impedanční a fázové charakteristiky při dvou kontaktních prostředích) doladění kmitočtů obráběním titanové hlavičky. Jak by měla vypadat charakteristika vyhovující sondy je uvedeno v příloze D. Ale jak zdůrazňuje firma Servotex, tak tento graf je jen pro ilustraci, je vytvořen totiž z novější série vzorků.

5.3. Určení parametrů elektrického náhradního obvodu piezokeramického rezonátoru

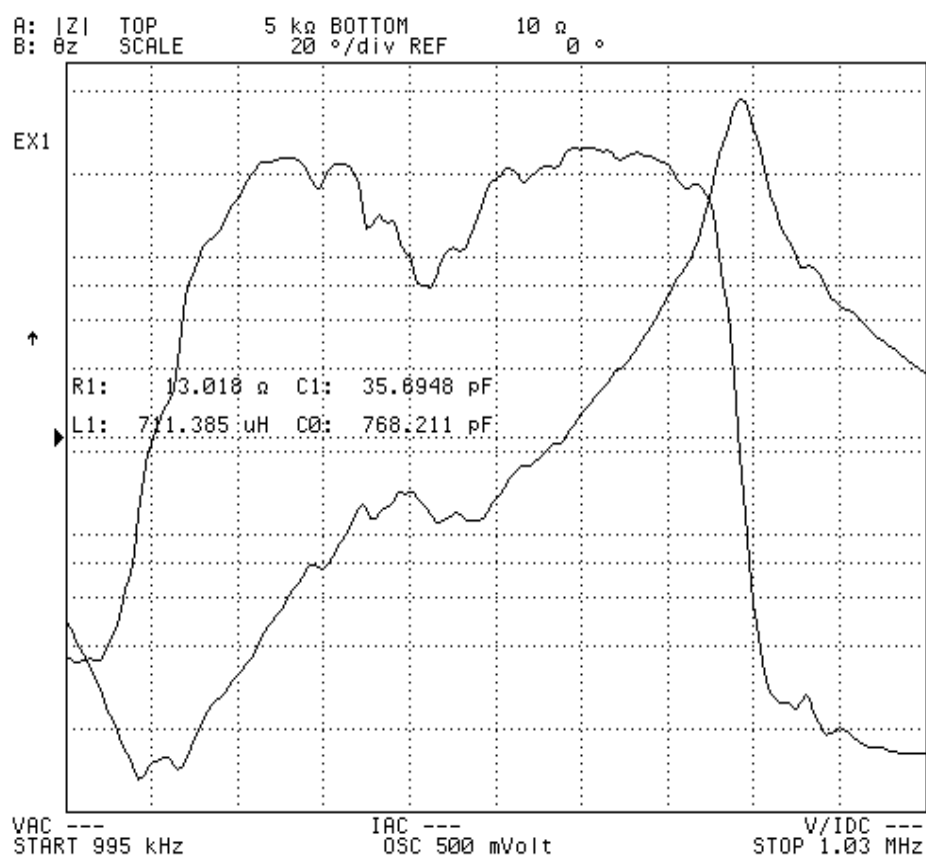
Měření parametrů náhradního obvodu se uskutečnilo na impedančním analyzátoru Agilent 4294A 40 Hz – 110 MHz, a to při konstantní frekvenci 1 kHz a napětí 1 V. Byla změřena kapacita rezonátoru (1,9489 nF) a dále $\tan \delta = 0,16 \%$. Proměřeny byly rezonátory A7 a B25 a sonda na frekvenci 1. tloušťkového kmitu, které jsou zobrazeny níže, a na 1. radiálním kmitu rezonátorů A7 a B25, které jsou v příloze. 1. radiální kmit sondy nešel vybudit.



Obr. 33 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit rezonátoru A7



Obr. 34 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit rezonátoru B25



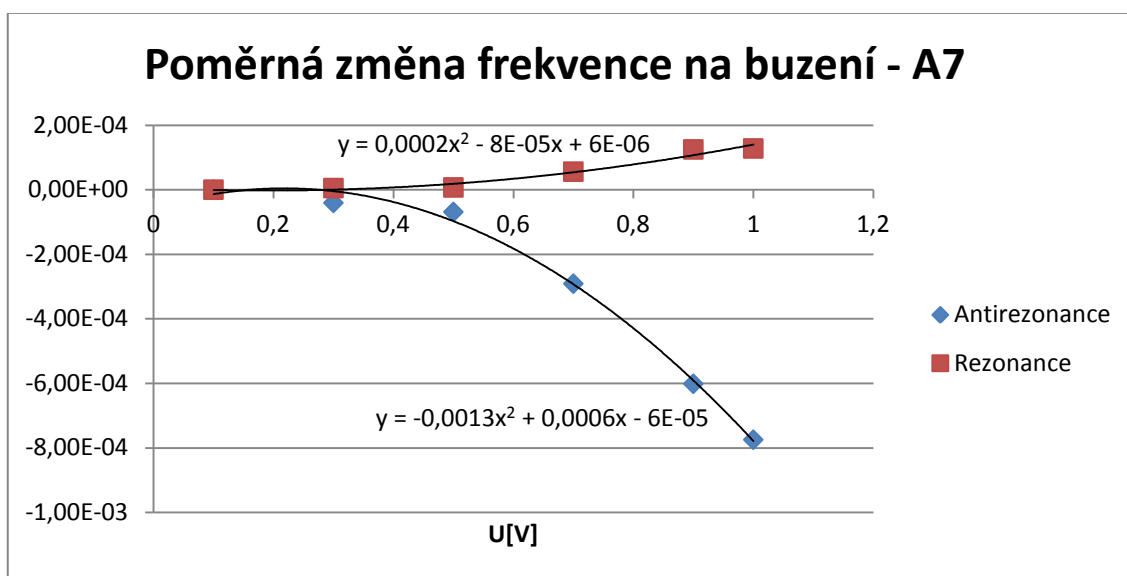
Obr. 35 Parametry náhradního obvodu pro 1. tloušťkový kmit sondy

5.4. Závislost frekvence na buzení

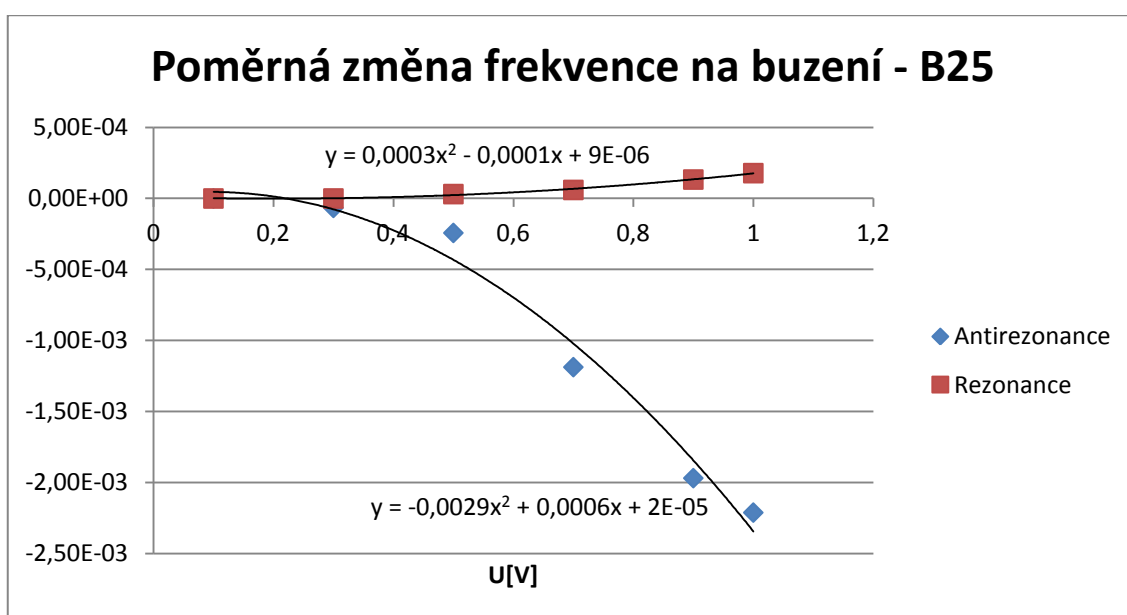
Měření probíhalo tak, že jsem zapisovala hodnoty frekvence rezonance a antirezonance prvního tloušťkového kmitu při zvyšování budícího napětí. Tabulky hodnot jsou v příloze. Níže jsou znázorněny poměrné změny frekvence na buzení u vzorků A7, B25 a sondy. Které byly vypočítány podle vzorce:

$$\frac{\Delta f}{f_r} = \frac{f_1 - f_{r0}}{f_{r0}} \quad (39)$$

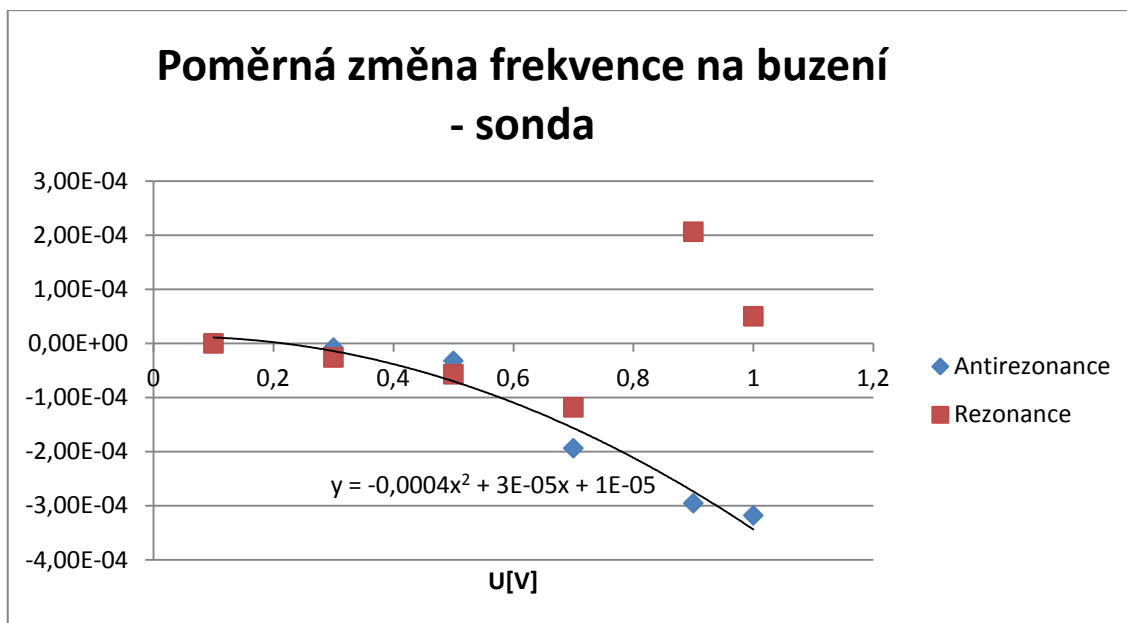
Kde f_1 je hodnota frekvence při dané hodnotě buzení a f_{r0} je hodnota frekvence při buzení 0,1 V.



Obr. 36 Poměrná změna frekvence na buzení u rezonátoru A7



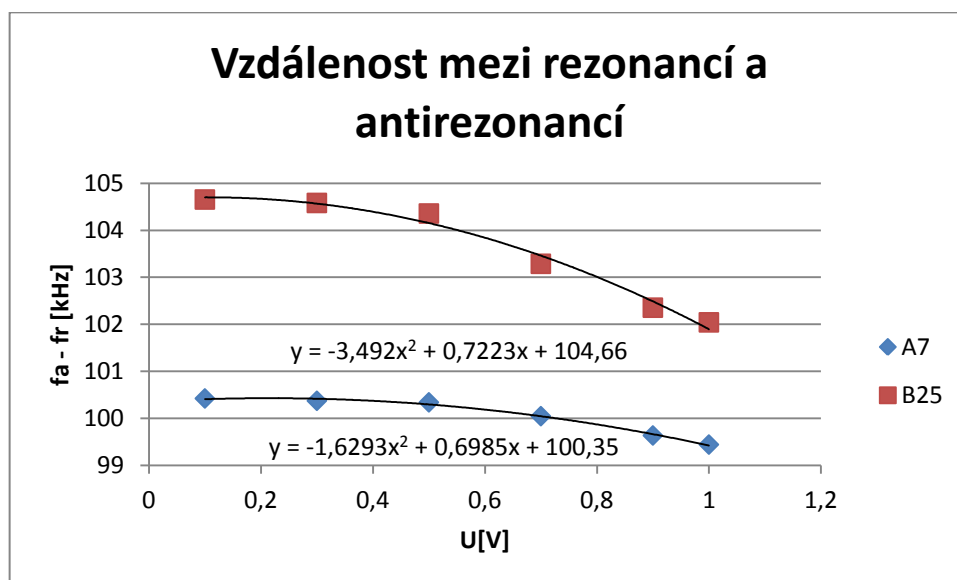
Obr. 37 Poměrná změna frekvence na buzení u rezonátoru B25



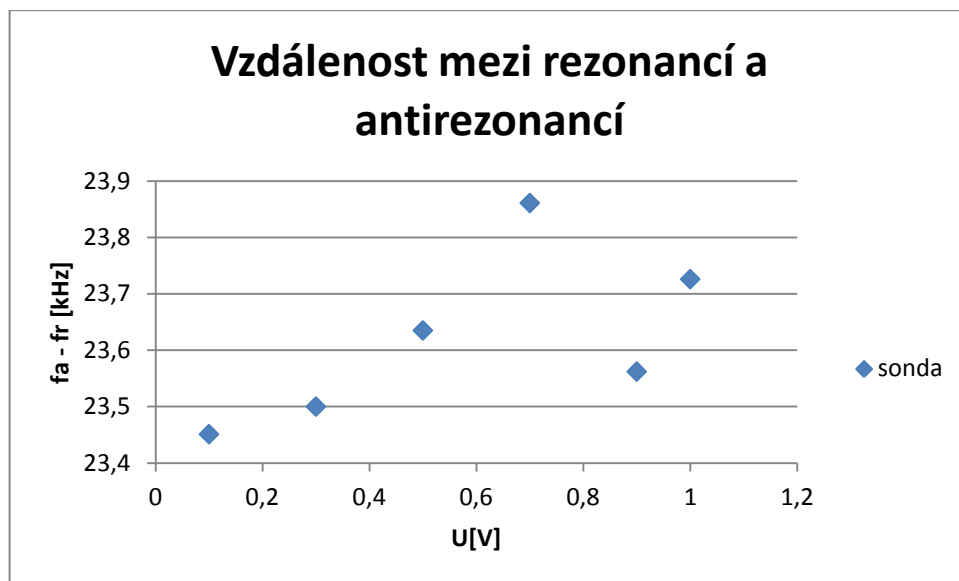
Obr. 38 Poměrná změna frekvence na buzení u sondy

Z grafických závislostí plyne vzrůstající hodnota rezonančního kmitočtu a klesající hodnota antirezonančního kmitočtu na budícím napětí. U rezonátorů A7 a B25 jsou příslušné závislosti určeny spojnici trendu. U sondy lze pozorovat rovněž snižující se frekvenci antirezonance v závislosti na zvyšujícím se budícím napětí, ovšem u rezonance stoupající charakter se nepotvrdil.

5.5. Vzdálenost rezonance od antirezonance



Obr. 39 Vzdálenost obou kmitočtů u samostatných rezonátorů



Obr. 40 Vzdálenost mezi antirezonancí a rezonancí u sondy

Jak lze pozorovat na obr. 40, tak vzdálenost mezi antirezonancí a rezonancí nešla proložit žádnou křivkou. Naopak tomu bylo u samostatných rezonátorů. V příloze jsou uvedeny obdobné grafy s tabulkami výpočtu k_t^2 .

5.6. Piezoelektrické konstanty

Koeficient elektromechanické vazby k_t

Koeficient k_t byl vypočten ze vztahu (8) pro radiální kmit a pro tloušťkový kmit podle vztahu (11).

	A7			A22					
	fr [kHz]	fa [kHz]	kt [%]	fr [kHz]	fa [kHz]	kt [%]			
1. radiální kmit	92	103	51	93	105	52			
3. radiální kmit	242	246	20	243	248	22			
1. tloušťkový kmit	1002	1102	45	1006	1108	46			
	B25			B42			sonda		
	fr [kHz]	fa [kHz]	kt [%]	fr [kHz]	fa [kHz]	kt [%]	fr [kHz]	fa [kHz]	kt [%]
1. radiální kmit	92	104	52	92	103	51	---	---	---
3. radiální kmit	242	246	20	242	246	20	---	---	---
1. tloušťkový kmit	997	1102	46	997	1098	46	999	1022	23

Tab. 1 Koeficient elektromechanické vazby

Elastický modul

Elastický modul pro 1. tloušťkový kmit byl vypočten dle vztahů (12) a (13). A srovnán s katalogovou hodnotou výrobce.

	c_{33}^D [N/m ²]	c_{33}^E [N/m ²]
A7	$14,9 \cdot 10^{10}$	$11,9 \cdot 10^{10}$
A22	$15,1 \cdot 10^{10}$	$11,9 \cdot 10^{10}$
B25	$14,9 \cdot 10^{10}$	$11,8 \cdot 10^{10}$
B42	$14,9 \cdot 10^{10}$	$11,8 \cdot 10^{10}$
Výrobce	$16,2 \cdot 10^{10}$	---

Tab. 2 Porovnání elastického modulu

Ztrátový činitel $\tan \delta$

Ztrátový činitel $\tan \delta$ byl naměřen na rezonátoru B25 a A7 shodný, jeho hodnota byla 0,16 %. Výrobce uvádí hodnotu 0,2 %.

5.7. Akustická impedance prostředí

Akustická impedance prostředí se vypočte jako součin rychlosti šíření ultrazvuku v daném prostředí a hustota toho daného prostředí. Abych určila o kolik se ultrazvuk utlumí při průchodu titanem a vzduchem či vodou, je nutné sečíst dané impedance. Následující tabulka je vytvořena z hodnot nalezených v tabulkách či v případě PZT keramiky z údajů zveřejněných výrobcem.

	ρ [kg/m ³]	c [m/s]	Z [kg/m ² /s]
PZT	7 700	4 586	35 312 200
Ti	4 540	5 990	27 194 600
H₂O	997	1 483	1 478 551
O₂	1,29	331	427

Tab. 3 Akustická impedance

Přepočet rychlosti šíření ultrazvuku v PZT byl uskutečněn na základě vzorce:

$$v = \sqrt{\frac{c_{33}^D}{\rho}} \quad [m \cdot s^{-1}] \quad (40)$$

Rychlost šíření ultrazvuku v keramice jsem si ověřila měřením. U rezonátoru B25 byla naměřena rychlost podélných kmitů 4 424 m/s a příčných kmitů 1 754 m/s. U rezonátoru A7 se pohybovala podélná rychlost kmitů na hodnotě 4 386 m/s a příčná 1 821 m/s.

Pro srovnání je uvedena tabulka s třemi nejzákladnějšími prostředími, se kterými je možno se setkat v lidském organismu.

	ρ [kg/m ³]	c [m/s]	Z [kg/m ² /s]
Krev	1 060	1 570	1 664 200
Kosti	1 620	3 360	5 443 200
Svaly	1 070	1 568	1 677 760

Tab. 4 Akustická impedance prostředí v lidském těle

Lze vidět, že látky s vysokou hustotou a rychlostí šíření mají i vysokou impedanci a to z důvodu, že jejich molekuly jsou blízko u sebe a jejich stlačování je velmi náročné. Rozdíly v akustické impedanci umožňují tvorbu 2D obrazu.

5.8. Měřicí přístroje použité v experimentální části

Impedanční analyzátor LF Hewlett Packard 4192 A 50 Hz – 13 MHz

Impedanční analyzátor Agilent 4294A 40 Hz – 110 MHz

Osciloskop Agilent 54622D

Ultrazvukový generátor Matex 755, 7700, 122B, 110 R.F. Plug-in 1 MHz – 20 MHz

6. SHRnutí EXPERIMENTÁLNÍCH VÝSLEDKŮ A DISKUSE

Měřením nebylo potvrzeno rozdělení piezokeramických rezonátorů na skupinu A (nevyhovující) a B (vyhovující). Obě skupiny rezonátorů jsou vhodné pro použití do titanových hlavic ultrazvukových sond. Experimentálně byly ověřeny rezonanční kmitočty, stanovené zjednodušeným výpočtem pro radiální a tloušťkové kmitočty rezonátoru. Velmi dobrou shodu výpočtu a experimentálního výpočtu rezonančních kmitočtů obou skupin vykazují především tloušťkové kmitočty. Nelze tedy určit, na jakém základě byly vzorky rozděleny do kategorií A (nevyhovující) a B (vyhovující). Firma Servotex uvedla, že rozdělení provedla na základě vhodnosti rezonátorů po nalepení do sondy. Vzhledem ke skutečnosti, že vlastnosti zatíženého rezonátoru velmi závisí na technologii vlepění rezonátoru do hlavičky a na způsobu, jakým byly elektrody napájeny (kontakt a umístění přívodního vodiče na jedné straně rezonátoru, resp. přítlak pružiny na druhé elektrodě) mohou hlavičky vykazovat odlišné vlastnosti i v případech, kdy vlastní rezonátor má předepsané parametry. Domnívám se, že vyhovující rozdělení bylo přijato pro celou skupinu polarizovanou dne 28. 9. 2006 jen na základě závěrečného experimentálního zhodnocení složených rezonátorů, jejichž rezonanční kmitočty byly upravovány soustružením metalické vrstvy hlavičky. Jako nevyhovující skupina byly pravděpodobně označeny složené rezonátory, které ani po osoustružení nedosáhly předepsaných parametrů v kontaktu „vzduch“ a „voda“. Další vyšetřování vlastností rezonátoru bylo zaměřeno na elektrický náhradní obvod rezonátoru. Byly zjišťovány parametry prvků elektrického náhradního obvodu obou skupin A a B. Rozdíly v hodnotách byly minimální. To potvrzuje náš názor, že odlišnosti v parametrech složených rezonátorů jsou způsobeny především technologií vlepění rezonátoru do hlavičky a způsobem, jakým byly připojeny elektrody.

Závislost rezonančního a antirezonančního kmitočtu na budícím napětí obou druhů rezonátorů ukazuje na mírně stoupající charakter u rezonančního kmitočtu a klesající charakter u antirezonance. Z toho plyne, že se mění vzdálenost obou kmitočtů s rostoucím buzením, což představuje nový poznatek, jehož důsledky se projeví u filtrů, složených z piezoelektrických rezonátorů, případně bilitických filtrů. U hlavičky sondy, jež představuje složený rezonátor, lze pozorovat pouze snižující se antirezonanci.

Měření složeného rezonátoru bylo informativní, poněvadž nebyly k dispozici vlastnosti rezonátorů před vlepěním do hlavičky. V průběhu řešení diplomové práce již

nebyl čas na krátký (asi týdenní) pracovní pobyt u firmy Servotex ve Strážnici, během kterého by mohly být provedena měření v průběhu jednotlivých technologických kroků.

Zdá se rovněž, že konstrukce titanové hlavice ultrazvukové sondy není standardní. Ve standardním provedení je zpravidla strana rezonátoru (1), kmitajícího tloušťkovými kmity, opřena o blok s velkou hmotností, zatímco druhá strana (2) kmitá s relativně velkou amplitudou a je příčinou vzniku akustického vlnění v prostředí s určitou akustickou impedancí, upravenou na styku s lidským tělem přizpůsobovací vrstvou (vaselina). Provedení, které bylo k dispozici, mělo na straně (1) zatlumení jenom pružinou, sloužící zároveň jako přívod k jedné elektrodě, a na druhé straně (2) se naopak uplatňovala akustická impedance vrstvy lepidla, akustická impedance kmitající kovové membrány, a poté teprve vrstva pro přizpůsobení na lidské tělo. Technologické provedení sondy, jak již bylo řečeno na začátku, je netradiční.

Uvažovala jsem o možných úpravách stávajícího řešení. Hlavním cílem úprav by bylo aby spodní elektroda byla buzena ze svého středu. Jedno z řešení by bylo pod elektrodu zavést tenký plíšek s izolací, která by na konci, který by byl umístěn uprostřed disku byla přerušena.

Přívod napětí na horní elektrodu (1) rezonátoru je realizován dotykem pružiny na plošku cca 2 mm^2 . Není mi známo jaký průměr má pružina ani jakou tlakovou silou působí na rezonátor, předpokládám ale, že tlak bude téměř bodový a bude uplatňován v blízkosti středu rezonátoru. Vzhledem k tomu, že dosavadní koncepce je zatlumení rezonátoru na okraji vývodem spodní elektrody a shora je zatlumení někde poblíž středu rezonátoru tvaru disku, zdá se, že míra zatlumení bude záviset i na tom, jak daleko a v jaké poloze vůči sobě se budou nacházet oba body zatlumení.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo posoudit vlivy, působící na změnu akustické impedance složeného rezonátoru ultrazvukové titanové hlavice, vyráběné společností Servotex s.r.o. ve Strážnici na Moravě. Tyto vlivy způsobují poměrně nemalé ztráty výrobce, jenž ultrazvukové hlavice dodává koncovému uživateli v Německu.

Posuzovány byly nejprve vlastnosti samotného piezoelektrického rezonátoru tvaru disku, zhotoveného z keramiky s obchodním označením SONOX P8 společnosti Ceramtec. Vyšetřovány byly radiální a tloušťkové kmity rezonátoru a experimentální výsledky srovnávány s výsledky zjednodušeného výpočtu rezonančních kmitočtů.

Zdá se, že jistou nestabilitu parametrů složeného rezonátoru (rezonátoru vlepeného do titanové hlavice a napájeného poměrně velkým napětím) může způsobovat samotná konstrukce hlavice.

Bylo zjištěno, že chyba se nenachází ve špatné výrobě rezonátorů společnosti Ceramtec, vlastnosti dodaných rezonátorů odpovídají údajům zveřejněných výrobcem.

Velmi pravděpodobný je velký vliv technologie vlepování rezonátoru do titanové hlavice a následné úpravy kovové membrány soustružením.

Důležitým příštím krokem ke zpřesnění uvedených vlivů je možnost přiřazení známých vlastností rezonátoru k vlastnostem celé hlavice (složeného rezonátoru) a posouzení akustických vlastností složeného rezonátoru.

Z širšího hlediska jsou velmi zajímavé nelineární vlastnosti piezoelektrické keramiky typu PZT (SONOX P8), jež vykazuje poměrně velký koeficient elektromechanické vazby, takže v případě vlivu velké intenzity elektrického pole (buzení velkým elektrickým signálem) nebo mechanického předpětí (přítlak pružiny, resp. nevhodný držák rezonátoru) lze očekávat nelineární odezvu způsobenou elastickými nelinearitami, piezoelektrickými nelinearitami i dielektrickými nelinearitami. Práce se dotkla prvního z uvedených vlivů - vlivu buzení. Experimentálně byla zjištěna závislost vzdálenosti rezonančního a antirezonančního kmitočtu na úrovni buzení. Vzhledem ke skutečnosti, že v režimu ultrazvukové sondy je rezonátor napájen napětím větším než $100 V_{\text{eff}}$, bude tento vliv mnohem výraznější, než tomu bylo v našem případě, kdy budicí napětí bylo v rozsahu do jednoho voltu.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie v otázkách a odpovědích: Část I. Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití* [online]. Brno, 2008 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf
- [2] ZADRAŽILOVÁ, Tereza. Biofyzikální web: Seminární práce z biofyziky. *Ultrazvuk: Diagnostické a terapeutické využití* [online]. 11.4.2004 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: http://ftplf2.agarek.com/fyzio/prvak/biofyzika/semin/tercaza_uz.php
- [3] *ASRO Equipment and Supply (CA0149963-T)* [online]. 2009-07-31 [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: http://myasro.blogspot.cz/2009_07_01_archive.html
- [4] *Ultrazvuk v biologii a medicíně* [online]. 1995 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: <http://www.vesmir.cz/clanek/ultrazvuk-v-biologii-a-medicine>
- [5] *Využití ultrazvuku v lékařství I.* [online]. [cit. 2013-03-29]. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/praktikum/uzvvys1.pdf>
- [6] PROCHÁZKA, Josef. *Simulační modelování piezo-generátoru* [online]. Brno, 2011 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: https://dspace.vutbr.cz/bitstream/handle/11012/18872/2011_BP_PROCHAZKA_JOSEF_115981.pdf?sequence=2. Bakalářská práce. VUT Brno.
- [7] *Flickr from YAHOO!*. [online]. [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: <http://www.flickr.com/photos/36402008@N06/3491794115/in/photostream/>
- [8] HIRŠL, J. *Keramická piezoelektrika*. Praha: Účelový náklad TESLA, 1970.
- [9] *Agilent Technologies*. [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://cp.literature.agilent.com/litweb/pdf/5950-3000.pdf>
- [10] *Advances ceramics in piezo applications* [online]. Germany [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: http://www.ceramtec.com/files/mf_broschure-piezoapplications_en_de.pdf
- [11] LINHART, Jan. *Private communication*. 2013-05-05
- [12] NOSEK, Jaroslav. *Private communication*. 2013-02-20
- [13] ERHART, Jiří a Petr PŮLPÁN. *Parametry piezoelektrických bimorfů*. [online]. 2002, roč. 2002, č. 3 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/download/el030204.pdf>

- [14] ERHART, Jiří. *Základy piezoelektriny pro aplikace: Učební texty k semináři* [online]. Liberec, 2011 [cit. 2013-04-05]. Dostupné z: http://www.crr.vutbr.cz/system/files/brozura_06_1112.pdf
- [15] ERHART, Jiří. *Piezoelektrina a feroelektrina, jevy a jejich vlastnosti*. [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: https://moodle.fp.tul.cz/nano/pluginfile.php/1057/mod_resource/content/3/FPM_Piezo_prednaska1.pdf
- [16] ERHART, Jiří. *Piezoelektrina a feroelektrina, aplikace piezoelektrických materiálů*. [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: https://moodle.fp.tul.cz/nano/pluginfile.php/1059/mod_resource/content/2/FPM_Piezo_prednaska3.pdf
- [17] ZELENKA, Jiří. *Piezoelektrické rezonátory a jejich použití*. 1. vyd. Praha: Academia Praha, 1983. (ZELENKA, Jiří. *Piezoelectric Resonators and their Applications*. 2. vyd. Praha: Academia Praha, 1986.)
- [18] LANDOLT-BORNSTEIN. *Ferroelectrics: Oxides*. New York: Springer-Verlag, 1979.
- [19] HUSÁK, Miroslav. *Piezoelektrické mikroaktuátory*. [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://www.micro.feld.cvut.cz/home/X348MS/prednasky/07%2520Piezoelektricke%2520mikroaktu%25A0tory.pdf>
- [20] HUSÁK, Miroslav. *Senzory s piezoelektrickým principem*. [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <http://www.micro.feld.cvut.cz/home/X34SES/prednasky/05%20Piezo-ultrazvuk-SAW.pdf>
- [21] JIRÁK, Josef a Zdeňka ROZSÍVALOVÁ. *Elektrotechnické materiály a výrobní procesy: Laboratorní cvičení*. [online]. [cit. 2013-04-21]. Dostupné z: <http://www.unium.cz/materialy/vut/fekt/skripta-elektrotechnicke-materialy-a-vyrobní-procesy-lab-cviceni-m10681-p1.html>
- [22] *Zařízení pro elektrochemickou analýzu Pomocné laboratorní přístroje*. [online]. [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/vlzl/lectures/elektrochemicke_a_pomocne_lab_metody-finx.ppt
- [23] *Mikroskopie skenující sondou*. [online]. [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: <http://atmilab.upol.cz/texty.html>

- [24] KADLEC, Karel. *Provozní snímače hustoty kapalin, ultrazvukové hustoměry, část I.* [online]. 2011 [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: <http://www.odbornecasopisy.cz/res/pdf/42735.pdf>
- [25] MORNSTEIN, Vojtěch, Ivo HRAZDIRA a Pavel GREC. *Ultrazvuková diagnostika.* [online]. 2012 [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/vlzl/lectures/ultrazvukova_diagnostika-finx.ppt.
- [26] MORNSTEIN, Vojtěch. *Přednášky z lékařské biofyziky, Biomedicínská zařízení.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <http://www.med.muni.cz/biofyz/files/biomedicina/>
- [27] KUBÍNEK, Roman. *Ultrazvuková terapie.* [online]. [cit. 2013-04-17]. Dostupné z: http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/ultrazvuk_terapie.pdf
- [28] KUBÍNEK, Roman. *Fyzika ve zdravotnictví, lékařská přístrojová technika.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://webcache.googleusercontent.com/search?hl=cs&q=cache:4-OFLUI2FFMJ:http://kaleidoskop.upol.cz/old/kal2007/lekarska_technika.ppt
- [29] HOZMAN, J., E. DOVE a J. KYBIC. *Ultrazvukové zobrazovací systémy v lékařství.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <https://cw.felk.cvut.cz/lib/exe/fetch.php/courses/a6m33zsl/ultrasound.pdf>
- [30] ŠEDIVÝ, Václav. *Převodníky základních fyzikálních veličin.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <http://ing.vaclav.sedivy.sweb.cz/vyuka/skripta/automatizace/prevodniky.pdf>
- [31] *Přednášky z lékařské biologie, Mikroskopie.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/laborantBC/Mikroskopie_2011.pdf
- [32] BERNARD, Vladan. *Měření a registrace mechanických veličin.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://www.med.muni.cz/biofyz/files/gerontologie/mereni_a_registrace_mechanickych_velicin.pdf
- [33] *Ultrazvukové měření rychlosti toku krve.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: <http://ulb.upol.cz/praktikum/hidop.pdf>
- [34] HAVLÍK, Jan. *Ultrazvukové diagnostické přístroje.* [online]. [cit. 2013-04-19]. Dostupné z: http://noel.feld.cvut.cz/vyu/x31zle/Lectures/12_Ultrazvuk.pdf

SEZNAM PŘÍLOH

- A) Rozdělení ultrazvuku v lékařství
- B) Některé frekvence používané v lékařství
- C) Rezonátor A7
- D) Vyhovující sonda podle fy Servotex
- E) Parametry náhradního obvodu pro 1. radiální kmit
- F) Závislost frekvence na budícím napětí
- G) Vzdálenost mezi antirezonancí a rezonancí vyjádřená v k_t^2

A. ROZDĚLENÍ ULTRAZVUKU V LÉKAŘSTVÍ

V rámečcích jsou uvedeny reprezentativní metody nebo přímo přístroje. Položky psané kurzivou nejsou ještě uvedeny do běžné praxe nebo jsou zatím ve fázi experimentální a to buď na zvířatech nebo ojediněle zkoušeny na pacientech.

Velocimetrie – měření rychlosti šíření ultrazvukových vln

1D systémy (A) – jednorozměrné ultrazvukové zobrazení

TM systémy – časový rozvoj jednorozměrného zobrazení

2D systémy (B) – dvojrozměrné ultrazvukové zobrazení

3D systémy – 2D systémy s počítačově prostorovou rekonstrukcí vyšetřovaných struktur

Rozprašovače kapalin – zdroje aerosolů pro inhalaci a zvlhčování vzduchu, mohou být i vysokofrekvenční

Fetální detektory – zařízení pro detekci činnosti srdce plodu

Fakoemulgátory – přístroje pro odstranění oční čočky se zákalem

„*descalery*“ – ultrazvukové nástroje pro odstraňování zubního kamene a plaku

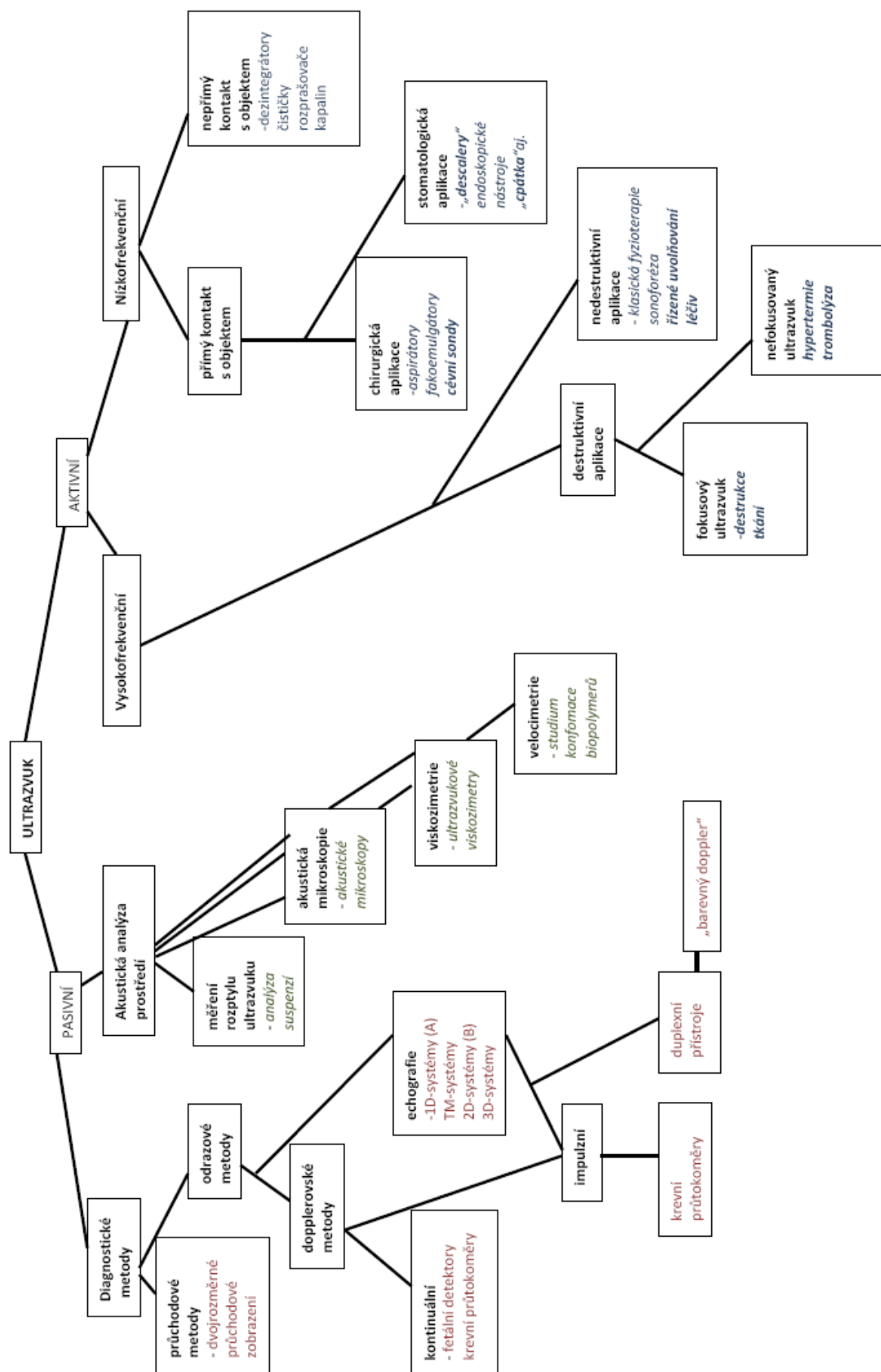
Endodontické nástroje – pro práce v kořenovém kanálku

„*cpátka*“ – nástroje pro nanášení a zhutňování výplňových hmot při konzervativní léčbě zubního kazu

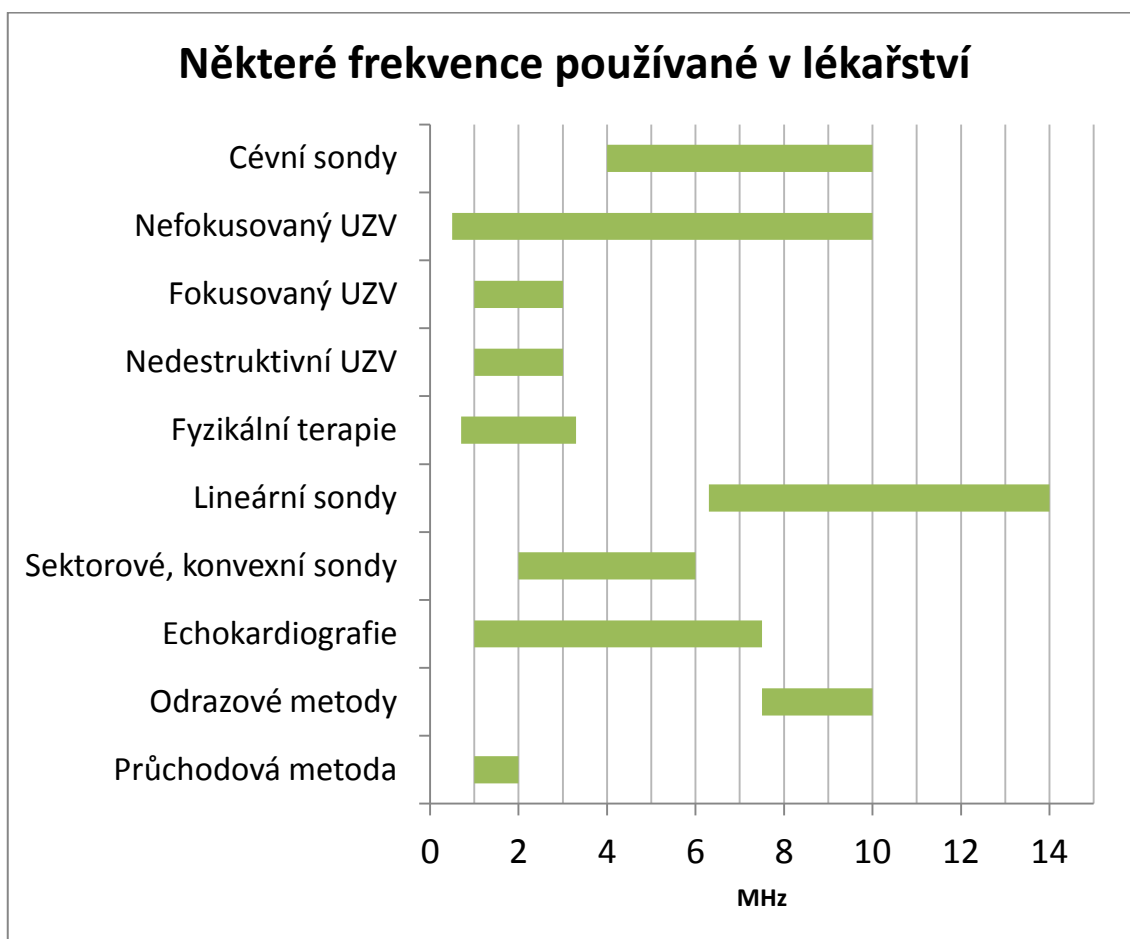
Sonoforéza – vpravování léčiv do tkání pomocí ultrazvukových vln

Duplexní přístroje – je kombinace dvojrozměrného dynamického zobrazení a impulzního dopplerovského měření rychlosti. Její vznik a hlavní vývoj se datuje do poloviny 70. let minulého století. Dvojrozměrné dynamické zobrazení poskytuje informace o morfologii sledované oblasti včetně informace o cévách. Impulzní dopplerovský modul umožňuje záznam rychlostního spektra toku krve v dané cévě.

„*Barevný doppler*“ – zobrazuje relativní pohyb krve vůči sondě vysílající ultrazvuk a to v podobě různobarevných polí uvnitř řezů cévami či srdcem. V cévách lze pomocí tohoto barevného kodování rozlišit i laminární a v podstatě patologické turbulentní proudění krve.

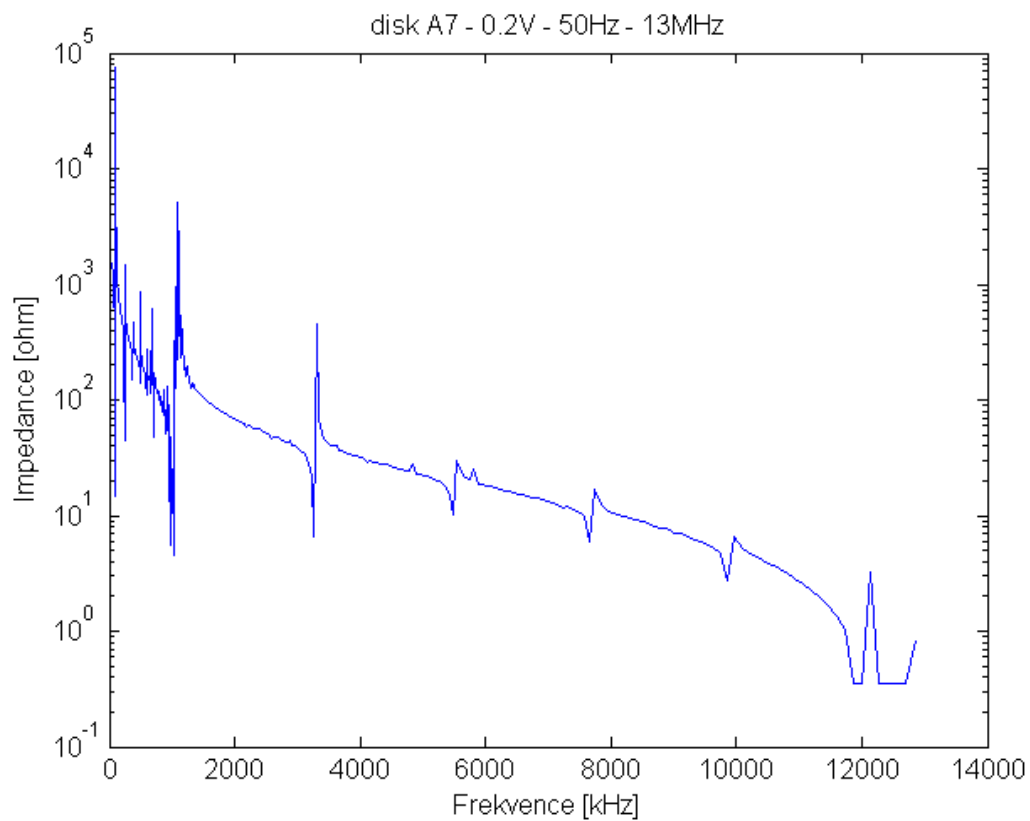


B. NĚKTERÉ FREKVENCE POUŽÍVANÉ V LÉKAŘSTVÍ

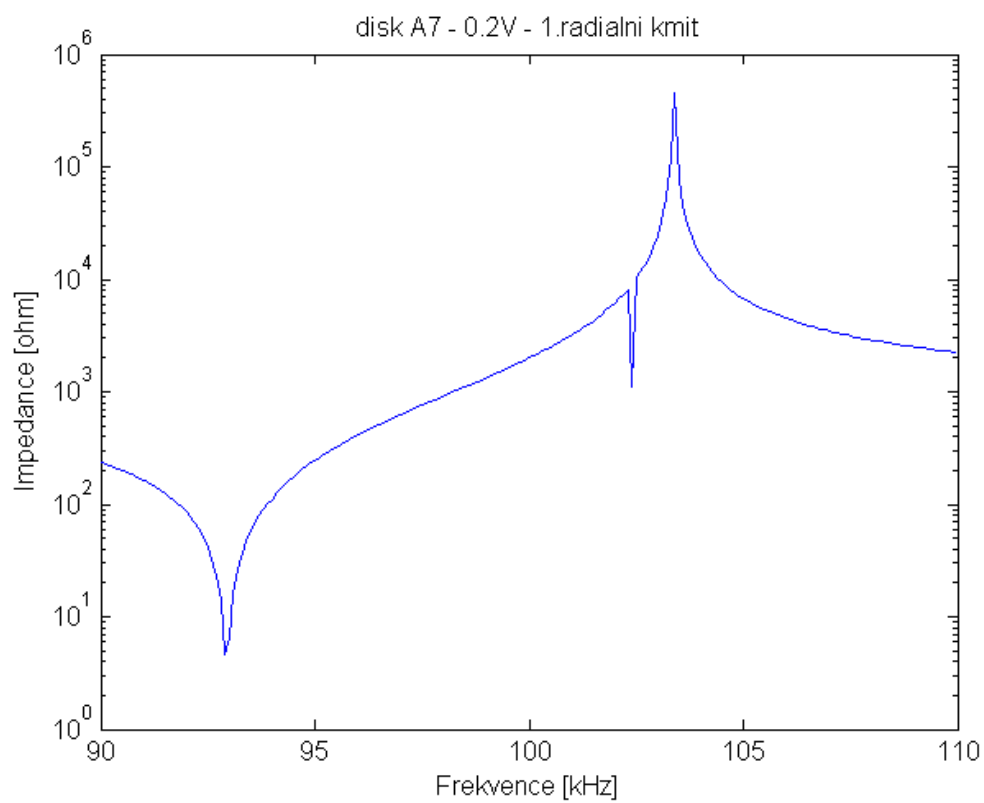


C. REZONÁTOR A7

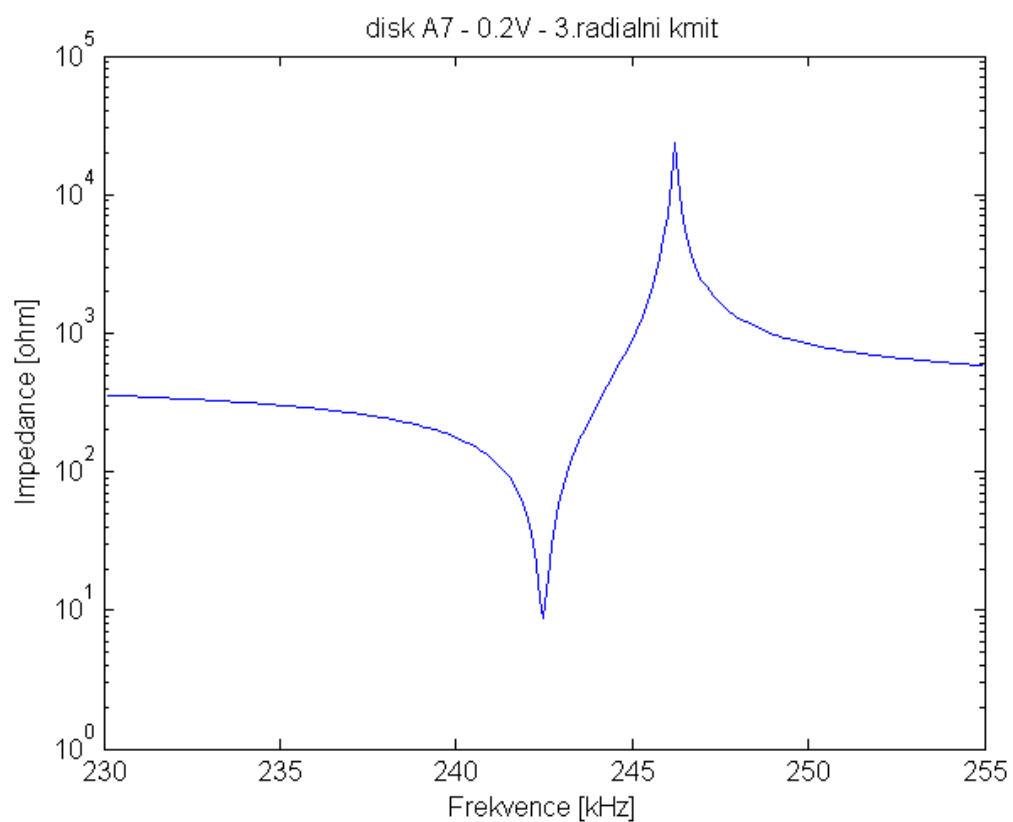
Impedanční spektrum rezonátoru A7



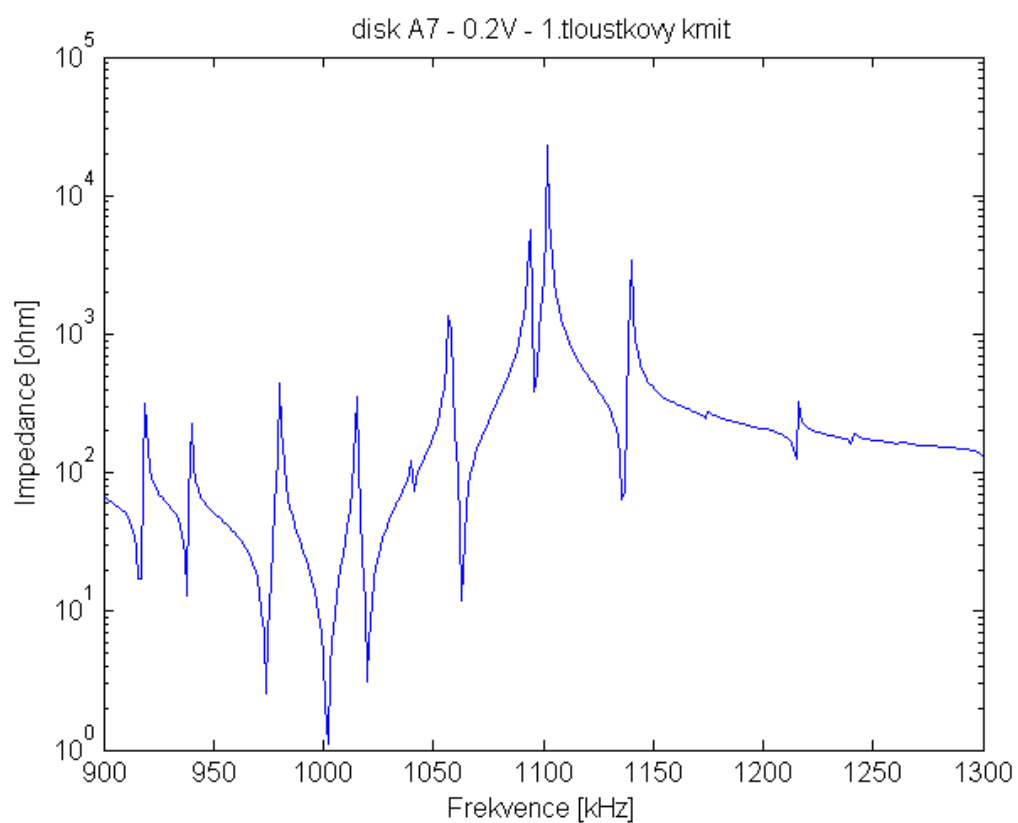
1. radiální kmit rezonátoru A7



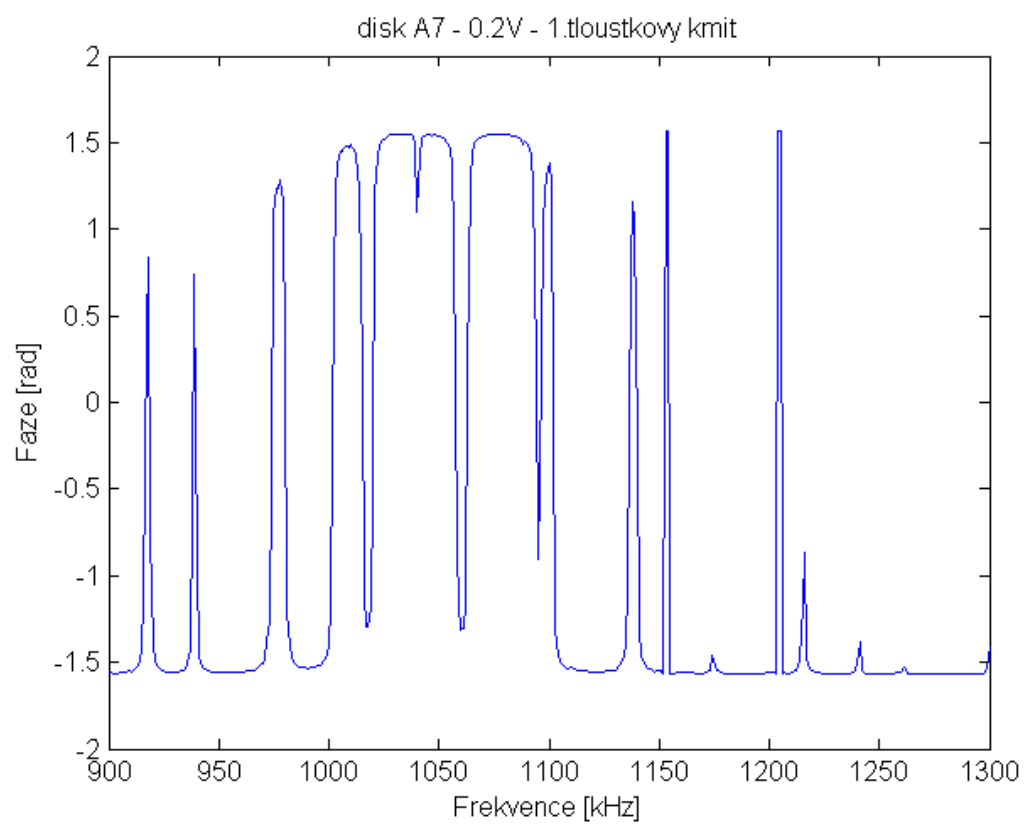
3. radiální kmit rezonátoru A7



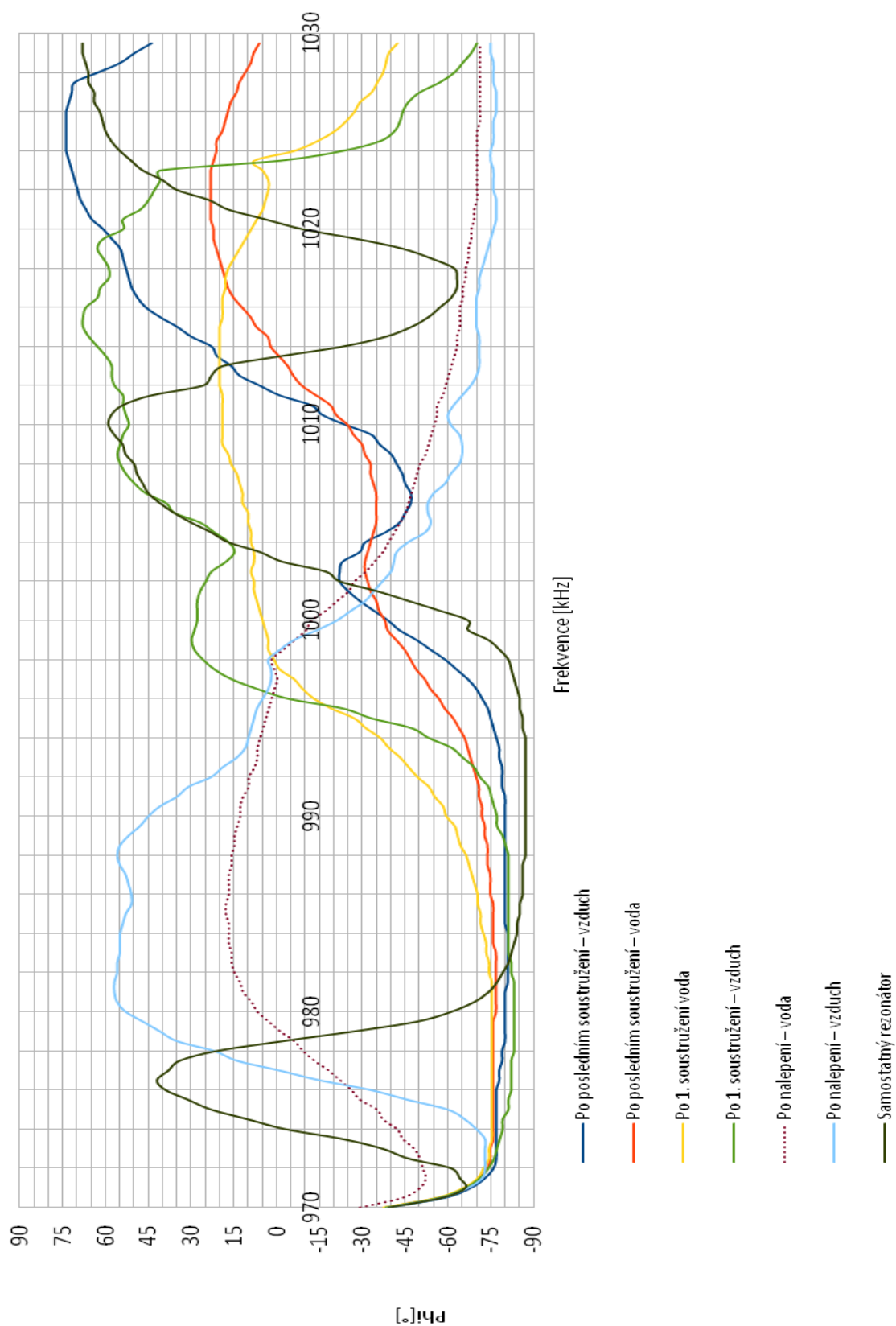
Impedanční závislost 1. tloušťkového kmitu rezonátoru A7



Fázová závislost 1. tloušťkového kmitu rezonátoru A7

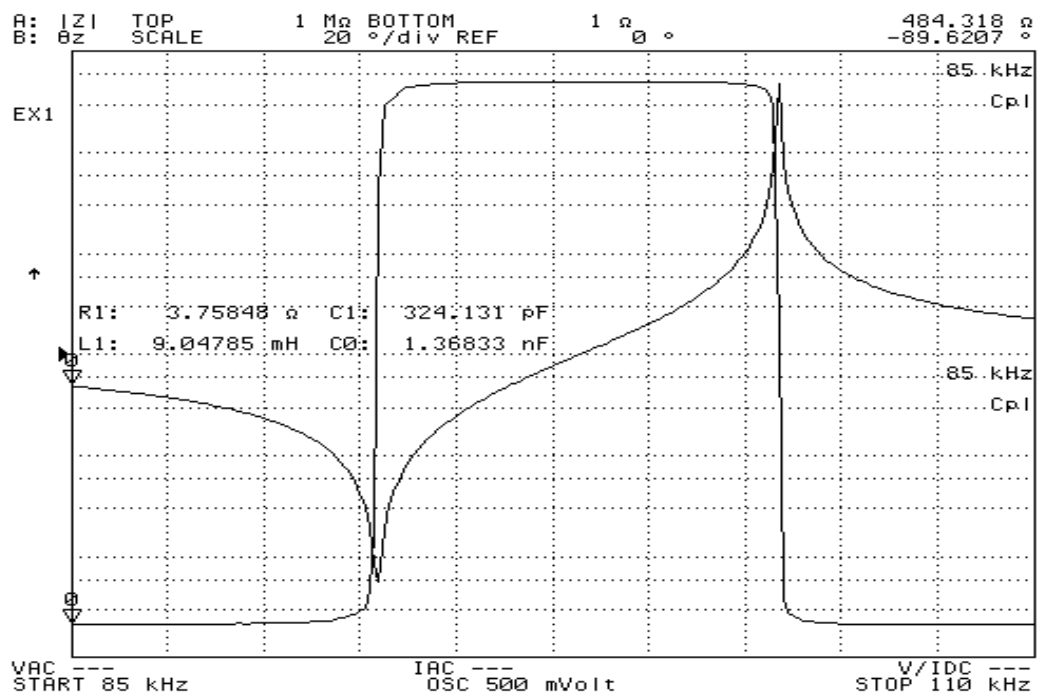


D. VYHOVUJÍCÍ SONDA PODLE f_y SERVOTEX

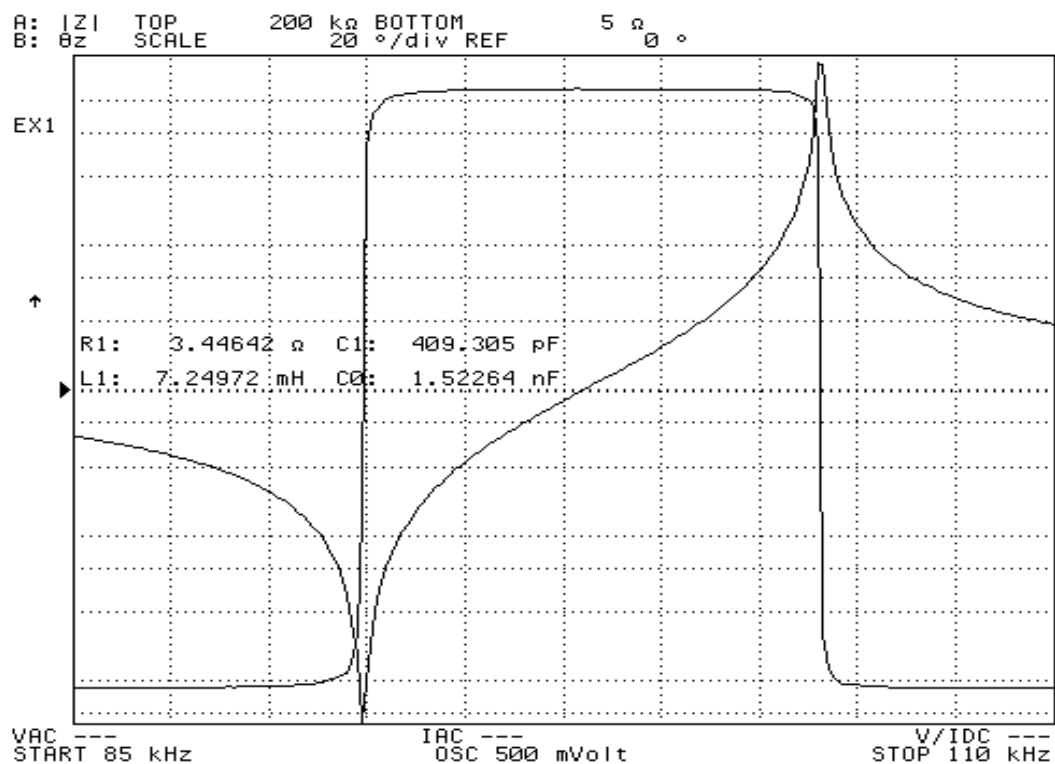


E. PARAMETRY NÁHRADNÍHO OBVODU PRO 1. RADIÁLNÍ KMIT

Rezonátor A7



Rezonátor B25



F. ZÁVISLOST FREKVENCE NA BUDÍCÍM NAPĚTÍ

	A7		B25		Sonda	
U[V]	fr[kHz]	fa[kHz]	fr[kHz]	fa[kHz]	fr[kHz]	fa[kHz]
0,1	1001,778	1102,198	996,924	1101,577	998,786	1022,237
0,3	1001,783	1102,153	996,924	1101,504	998,76	1022,26
0,5	1001,785	1102,122	996,955	1101,31	998,729	1022,364
0,7	1001,834	1101,877	996,984	1100,269	998,668	1022,529
0,9	1001,903	1101,535	997,057	1099,408	998,992	1022,554
1	1001,906	1101,344	997,102	1099,141	998,836	1022,562

G. VZDÁLENOST MEZI ANTIREZONANCÍ A REZONANCÍ VYJÁDŘENÁ V k_t^2

$$k_t^2 = \frac{\pi}{2} \frac{f_r}{f_a} \tan \left(\frac{\pi}{2} \frac{f_a - f_r}{f_a} \right)$$

	A7	B25	sonda
U[V]	kt^2	kt^2	kt^2
0,1	0,205715	0,213716808	0,055326448
0,3	0,205629	0,213594017	0,055438212
0,5	0,205572	0,213209898	0,055743888
0,7	0,205064	0,211400157	0,056255786
0,9	0,204352	0,209806799	0,055565534
1	0,20402	0,209269872	0,055943018

